



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
EGAS MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY (CBCT) COMO MEIO
AUXILIAR DE DIAGNOSTICO EM ORTODONTIA**

Trabalho submetido por
Sofia Margarida Sousa Araújo
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

setembro de 2015



INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY (CBCT) COMO MEIO AUXILIAR DE DIAGNOSTICO EM ORTODONTIA

Trabalho submetido por
Sofia Margarida Sousa Araújo
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutora Maria Alzira Cavacas

e coorientado por
Prof. Doutor José Grillo

setembro de 2015

“The difference between winning and losing is, most often, not quitting.”

Walt Disney

AGRADECIMENTOS

À Prof. Doutora Maria Alzira Cavacas, minha orientadora, por toda a disponibilidade, apoio e confiança dedicada durante este percurso;

Ao Prof. José Grillo, meu co-orientador, pela paciência que me devotou e pela disponibilidade e ajuda na resolução dos obstáculos que surgiram ao longo deste trabalho;

Aos meus pais, Valter e Paula, pelo apoio incondicional e por me mostrarem que nada é impossível com dedicação e empenho;

Às minhas irmãs, Filipa e Catarina, por toda a paciência e incentivo;

Aos meus avós, Luís, Mariana e Adelino, pois apesar da sua ausência sei que me acompanham em todas as minhas conquistas;

Aos meus amigos, Guida, Paula, Sara, Inês, Mariana, Bárbara, Catarina, Mónica, André e Bruno por me terem acolhido com o maior carinho, por acreditarem em mim incansavelmente e por me mostrarem que a família não acaba no sangue;

À Doutora Carla Quaresma por me ter contagiado com o seu amor, entusiasmo e respeito por esta nobre profissão;

À Doutora Cláudia Dutra por toda a confiança, alento e palavras de incentivo.

RESUMO

A imagiologia é uma das ferramentas mais importantes na prática clínica dentária uma vez que permite a aquisição de imagens das estruturas craniofaciais.

A avaliação dos componentes destas estruturas bem como a compreensão da sua dinâmica e função é extremamente relevante no diagnóstico clínico. A visualização destas estruturas permite- nos determinar as suas relações anatómicas e inferir o seu estado de normalidade ou anomalia auxiliando na determinação de necessidade de intervenção clínica consoante o grau de afetação das mesmas.

As radiografias dentárias convencionais correspondem a projeções bidimensionais de estruturas tridimensionais. Alguns erros, como a sobreposição de estruturas e sua ampliação, são inerentes a estas projeções e, dependendo da complexidade da situação, podem comprometer tanto o diagnóstico como o planeamento do tratamento dentário.

A introdução de técnicas imagiológicas que permitem a aquisição de imagens craniofaciais tridimensionais surge na tentativa de colmatar os erros das radiografias bidimensionais convencionais. Desta forma, é possível obter projeções radiográficas mais fidedignas e que traduzem a realidade anatómica com maior rigor de modo a que o diagnóstico clínico seja o mais preciso possível para cada caso clínico.

As aplicações do *Cone Beam Computed Tomography* têm sido vastamente estudadas e documentadas desde a sua introdução na prática da Medicina Dentária com o objetivo de determinar o seu valor diagnóstico nas suas diversas áreas.

Mediante este contexto, o objetivo desta monografia foi realizar uma revisão bibliográfica que focasse a utilização desta técnica radiográfica na área da Ortodontia com o objetivo de determinar em quais condições clínicas pode ser empregue com resultados diagnósticos satisfatórios não deixando de mencionar as suas limitações.

Palavras- Chave: *Cone Beam Computed Tomography*; Imagiologia; Ortodontia; Diagnóstico

ABSTRACT

Imaging is one of the most important tools in dentistry once it allows the image acquisition of craniofacial structures.

The evaluation of these structures as well as the understanding of its dynamics and functions is extremely relevant to the clinical diagnosis. The visualization of these structures allow us to determinate its anatomical relationships and deduce its normal or pathological state helping to determinate the need of clinical intervention according with its degree of allocation.

Conventional dental radiographs correspond to two- dimensional projections of tri-dimensional structures. Some errors, like structure superimposition and magnification, are inherent to this type of projections and, depending on the case complexity, can compromise both diagnosis and treatment plan.

The introduction of imaging techniques allowing the acquisition of tri-dimensional craniofacial images arises in the attempt of surpasses two- dimensional radiographs limitations. This way, it's possible to obtain more reliable radiographic projections that translate with more accuracy the anatomical reality so that the clinical diagnosis is the most accurate for each situation.

Cone Beam Computed Tomography has been vastly studied and documented since its introduction in dentistry with the goal of determine its diagnostic value in different areas.

Under this context, the goal of this thesis was to conduct a literature review focused on the application of this imaging technique in Orthodontics in order to determine in which clinical situations it can be applied with satisfactory diagnostic results, not neglecting to mention its limitations.

Key- Words: Cone Beam Computed Tomography; Imaging; Orthodontics; Diagnosis

ÍNDICE GERAL

I-INTRODUÇÃO.....	11
II-DESENVOLVIMENTO	13
1.CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY	13
1.1- PRINCÍPIO DE AÇÃO DO CBCT	14
1.1.1-CONFIGURAÇÃO DE AQUISIÇÃO DA IMAGEM	16
1.1.2-DETECÇÃO DA IMAGEM	19
1.1.3-RECONSTRUÇÃO DA IMAGEM	21
1.1.4-EXIBIÇÃO DA IMAGEM.....	23
2.CBCT VS TC	23
2.1-DOSE DE RADIAÇÃO	28
3.CBCT E ORTODONTIA.....	30
3.1-APLICABILIDADE DO CBCT NA PRÁTICA ORTODÔNTICA.....	32
3.1.1-CBCT APLICADO AO DIAGNÓSTICO ORTODÔNTICO.....	33
3.1.1.1- AVALIAÇÃO DE ESTRUTURAS DENTÁRIAS E	33
ESQUELÉTICAS	33
3.1.1.2-AVALIAÇÃO DE DENTES IMPACTADOS E REABSORÇÕES RADICULARES	35
3.1.1.3-ANÁLISE DE FENDAS DO PALATO/LÁBIO LEPORINO.....	37
3.1.1.4-ANÁLISE DO COMPLEXO TÊMPORO-MANDIBULAR TRIDIMENSIONALMENTE..	39
3.1.2-CBCT APLICADO AO PLANO DE TRATAMENTO.....	40
3.1.2.1-CIRURGIA ORTOGNÁTICA.....	40
3.1.2.2-PLANEAMENTO NA COLOCAÇÃO DE DISPOSITIVOS DE ANCORAGEM	
TEMPORÁRIOS	42
3.1.3-CBCT APLICADO À DETERMINAÇÃO DE RISCOS.....	43
3.1.3.1-AVALIAÇÃO DE REABSORÇÕES RADICULARES INDUZIDAS ORTODÔNTICAMENTE	
E DOS TECIDOS PERIODONTAIS	43
4. LIMITAÇÕES DO CBCT	45
4.1- ARTEFACTOS.....	45
4.1.1-ARTEFACTOS BASEADOS NA FÍSICA.....	45

4.1.2-ARTEFACTOS RELACIONADOS COM O DOENTE	47
4.1.3-ARTEFACTOS RELACIONADOS COM O SCANNER.....	48
4.1.4-ARTEFACTOS RELACIONADOS COM O FEIXE CÓNICO	48
4.2-POUCO CONTRASTE DOS TECIDOS MOLES.....	49
4.3-AUSÊNCIA DE VALORES DE HOUNSFIELD PRECISOS	50
4.4-DOSE DE RADIAÇÃO	50
4.4-CUSTOS DA TÉCNICA.....	51
III-CONCLUSÃO.....	52
IV-BIBLIOGRAFIA	54

Índice de Figuras

- Figura 1-** Dispositivos de CBCT disponíveis comercialmente. (A) NewTom 3G (QR srl, Verona, Itália). (B)The Accuitomo 170(J.Morita USA, Irvine, CA). (C)The Scanora 3Dx (Soredex, Milwaukee, WI). (D)The CS 9300 (Carestream Health, Rochester,NY,USA). (E)The i-CAT FLX (Imaging Science International, Hatfield, PA). (F)The Orthophos XG 3D (Sirona USA, Charlotte, NC). (Imagens retidas de Abramovitch, 2014, <http://www.mwdental.com/equipment/x-ray/panoramic/3d-accuitomo-80-cbct-digital-x-ray.html> e <http://lakefrontfamilydentistry.com/sirona-orthophos-xg-3d>) 15
- Figura 2-** Tamanhos dos diferentes Field of View (FOV) existentse. (Imagem retirada de http://www.maxillofacial3dmontreal.com/cbct-images_eng.php) 17
- Figura 3-** Na técnica de CBCT, um feixe de radiação cónico irradia a mandíbula do doente. Os raios – x emitidos são detectados por um sensor como o sensor plano CMOS da Hamatsu. A informação é enviada para o computador e reconstruída em imagens 3D através do software. (Imagem retirada de <http://www.photonics.com/Article.aspx?AID=42008>; CMOS technology for digital dental imaging)..... 18
- Figura 4-** comparação do volume de dados adquirido isotropicamente por CBCT e anisotropicamente por TC convencional. (Imagem adaptada de Scrafe & Farman, 2008, p.715)..... 20
- Figura 5 (A , B)-** (A)Elementos individuais de imagens 3D são denominados voxels. Descrevem não só a largura e altura dos dados da imagem como também representam a sua profundidade e espessura. Podem ser manipulados por ferramentas e softwares avançados. (B) depois de adquirida, a informação baseada no voxel fornece conjuntos de dados, de forma rápida e com baixo custo, necessários à reconstrução volumétrica das imagens do doente. (Imagem retirada de<https://www.dentalaegis.com/id/2006/08/technology-integration-so-whats-next-3-d-data-everywhere>)..... 21
- Figura 6-** todos os dispositivos de CBCT disponíveis atualmente permitem posicionar ROI com rigor e são uma opção de imagem em casos de diagnóstico de estruturas

maxilofaciais complexas com uma redução significativa da dose de radiação sem perda de qualidade da imagem. (Imagem retirada de. https://www.dentalaegis.com/id/2006/08/technology-integration-so-whats-next-3-d-data-everywhere).....	22
Figura 7- feixe em leque da TC inclui uma única secção de tecido enquanto que feixe cónico do CBCT inclui uma área tridimensional numa única rotação de 360°. (Imagem retirada de David MacDonald, 2014; http://www.oralhealthgroup.com/news/cone-beam-computed-tomography-use-in-children-and-adolescents/1002818909/?&er=NA).....	25
Figura 8(A,B)- Modo de funcionamento da TC (A) e do CBCT (B). (Imagem adaptada de http://cargocollective.com/courtneythese/Concept-CBCT-Scanner).....	26
Figura 9- Representação do pixel e do voxel. O pixel compreende medidas de comprimento e largura (x,Y) enquanto que o voxel compreende medidas de comprimento, largura e profundidade (x,y, z). Isto permite a visualização das estruturas anatómicas volumetricamente sem que ocorram sobreposições. (Imagem retirada de https://carestreamdentalblogdotcom1.wordpress.com/2014/02/19/three-dimensional-basics-pixels-and-voxels/)	27
Figura 10- Dose de radiação efectiva de exames radiográficos aplicados na prática clínica. (Imagem retirada de http://www.dentaleconomics.com/articles/print/volume-101/issue-1/features/cone-beam-computed-tomography-how-safe-is-cbct-for-your-paitents.html).....	29
Figura 11(A, B) - cortes coronal (A) e axial (B) de CBCT de incisivo central esquerdo reabilitado com uma coroa. Beam hardening causado pelos postes metálicos resultando em estriações e bandas que alteram a qualidade da imagem. (Imagem adaptada de Durak & Patel, 2012, http://www.scielo.br/pdf/bdj/v23n3/a01v23n03.pdf)	46
Figura 12- Artefacto causado por restauração metálica visto numa imagem axial. (Imagem adaptada de Jaju, 2015, p.12)	47

Índice de Abreviaturas

2D - Duas dimensões

3D - Três dimensões

CBCT - Cone Beam Computed Tomography

TC - Tomografia Computorizada

FOV - Field Of Vision

ROI - Region Of Interest

ALARA- As Low As Reasonably Achievable

HU - Hounsfield Unit

ATM - Articulação Têmporo- Mandibular

DTM - Disfunção Têmporo Mandibulares

DAT – Dispositivo de Ancoragem Temporário

mA – miliamperagem

μSV – microseviert

Kv – kilovoltagem

mm- milímetros

I-INTRODUÇÃO

Desde os primórdios dos tempos que alterações de posição, inclinação e disposição das peças dentárias têm sido descritas. Muito se tem pesquisado e evoluído no sentido de corrigir essas mesmas alterações.

A má posição dentária ou a má relação oclusal acarretam consequências para o doente tais como a discriminação social devido à aparência facial, problemas a nível de função oral e/ou a nível do movimento mandibular, distúrbios da ATM e problemas de mastigação, deglutição e fonética. Estas condições levam a uma maior suscetibilidade a traumas, doença periodontal ou à cárie (Proffit, Fields, & Sarver, 2008).

O objetivo do diagnóstico e planeamento ortodôntico consiste em delinear um tratamento que vá de encontro à queixa principal do doente, às condições iniciais do problema do doente, aos resultados expectáveis do tratamento e à disponibilidade do doente em aceitar e cooperar com um protocolo de tratamento específico (Kapila, Conley, & Harrell Jr, 2011).

Exames Complementares de Diagnóstico (ECD) precisos são essenciais quer na documentação de todas as etapas do tratamento quer como complemento aos dados adquiridos clinicamente. A imagiologia é a ferramenta mais importante e mais utilizada em Medicina Dentária. Na verdade, o recurso a imagens de duas dimensões (2D), incluindo as radiografias tradicionais, traçados cefalométricos, fotografias e imagens de vídeo, têm sido parte integrante dos registos ortodônticos dos doentes desde sempre (Kapila *et al.*, 2011).

A descoberta da radiação ionizante e a sua aplicabilidade na imagiologia clínica rotineiramente revolucionaram a prática e pesquisa na área da Ortodontia.

Na prática clínica ortodôntica a radiografia de norma lateral e a radiografia panorâmica são tidas como o procedimento padrão (Abdelkarim, 2015).

O *Cone Beam Computed Tomography* (CBCT) é uma técnica imagiológica inovadora e, desde a sua introdução e adaptação à Medicina Dentária, de grande valor a nível de diagnóstico.

Sendo uma técnica que torna possível a aquisição de imagens tridimensionais da região craniofacial tem gerado grande interesse a nível de potenciais contributos e

vantagens que poderá oferecer no diagnóstico e plano de tratamento. As suas aplicações à prática ortodôntica têm sido estudadas e documentadas com o objetivo de esclarecer e determinar quais os seus campos de aplicação e quais as mais-valias que pode trazer à prática clínica diária (Abdelkarim, 2012).

Com esta revisão bibliográfica pretende-se destacar a importância dos exames complementares diagnósticos fazendo uma introdução às recentes técnicas imagiológicas disponíveis para a prática ortodôntica contemporânea. Ao longo deste trabalho é descrito o princípio de ação, grau de aplicabilidade na consulta ortodôntica e as limitações/desvantagens da técnica de aquisição de imagens tridimensionais da região craniofacial por CBCT.

II-DESENVOLVIMENTO

1.CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY

A Imagiologia é uma das mais importantes ferramentas que um ortodontista dispõe para avaliar e registrar o tamanho e forma das estruturas craniofaciais (Karatas & Toy, 2014).

Tal como em outras áreas da Medicina Dentária, na Ortodontia um diagnóstico radiográfico preciso é um fator essencial tanto no diagnóstico como no planeamento do tratamento sendo crucial para monitorizar o progresso e o resultado do mesmo (Machado, 2015). As imagens radiográficas são utilizadas na avaliação das peças dentárias e estruturas orais, na avaliação do alinhamento e da relação oclusal e na determinação das proporções faciais e maxilo-mandibulares (Proffit *et al.*, 2008).

A aquisição destes dados é feita rotineiramente recorrendo a imagens radiológicas de 2 dimensões (2D), tais como as radiografias intraorais, radiografias panorâmicas e radiografias de norma lateral (telerradiografia). Sobre a telerradiografia é feito o traçado cefalométrico que ajuda a determinar qual o tipo de Má-oclusão que o doente apresenta bem como a opção terapêutica mais adequada.

As imagens radiológicas de 2D são utilizadas em Medicina Dentária desde 1986, contudo, apresentam limitações como ampliação, distorção e sobreposição de estruturas, o que leva, por vezes, a uma interpretação imprecisa ou errada das estruturas (Khambete & Kumar, 2015).

O raio x a 3 dimensões (3D) tem sido desenvolvido desde os anos 90 e tem conquistado um lugar de destaque na Medicina Dentária, especialmente na Ortodontia e Cirurgia Ortognática. Os tecidos faciais moles, os tecidos duros e os dentes constituem os pontos de referência e têm uma ponderação extremamente relevante no planeamento ortodôntico uma vez que o tratamento proposto pelos clínicos é baseado na visualização destas estruturas (Karatas & Toy, 2014).

O *Cone Beam Compututed Tomography* (CBCT) foi primeiramente desenvolvido para aplicação na angiografia tendo sido referenciado em 1998 por Mozzo *et al.*, a

primeira unidade especificamente concebida para prática dentária (Garib, Calil, Leal, & Janson, 2014; Khambete & Kumar, 2015). O CBCT permite a visualização tridimensional da morfologia da face e do crânio, bem como a replicação da anatomia em secções multiplanares (Garib *et al.*, 2014); ou seja, não só no plano axial mas também em 2D nos planos coronal, sagital e até mesmo oblíquo ou curvado através de um processo denominado reconstrução multiplanar (Khambete & Kumar, 2015); com adequada resolução e nitidez. Apresenta também alta precisão e rigor, sensibilidade e especificidade assim com ausência de ampliação da imagem (Garib *et al.*, 2014). O CBCT fornece imagens nítidas de estruturas altamente contrastantes sendo extremamente útil na avaliação de tecidos duros da região maxilofacial.

O CBCT representa uma mudança radical da radiologia dentária e maxilofacial uma vez que a informação tridimensional parece potencialmente oferecer melhorias no diagnóstico com vastas aplicações clínicas e normalmente através de doses de radiação menores do que as existentes na Tomografia Computorizada (TC) convencional (Horner, Islam, Flygare, Tsiklakis, & Whaites, 2009).

1.1- PRINCÍPIO DE AÇÃO DO CBCT

A designação *cone beam* refere-se à designação da forma do feixe que *scanneia* o doente numa rota circular em torno do eixo vertical da cabeça, em contraste com o feixe em forma de leque e de movimento complexo da TC convencional (Abramovitch & Rice, 2014).

Esta tecnologia permite uma reprodução tridimensional dos tecidos maxilofaciais duros, com mínima distorção e com uma dose de radiação inferior à da TC convencional (Garib, Raymundo Jr, Raymundo, Raymundo, & Ferreira, 2007). Os dispositivos de CBCT craniofaciais foram desenvolvidos para superar algumas das limitações da TC, apresentando algumas diferenças entre si no que diz respeito ao posicionamento do doente, tempo de scan, resolução, dose de radiação e facilidade na manipulação dos cortes seccionais (Fig.1) (Karatas & Toy, 2014).

Os dispositivos de CBCT são compostos por uma fonte de radiação ionizante, cujo feixe apresenta uma forma cónica altamente colimada, e um detetor plano digital, que arquiva os dados de imagem durante a rotação da torre (180°-360°), quando a fonte de raios x e o detetor 2D se movem sincronizadamente à volta da cabeça do

doente que se encontra estabilizada por um suporte. O tempo de aquisição destas imagens varia entre 6-20s (Suomalainen, Esmaili, & Robison, 2015).

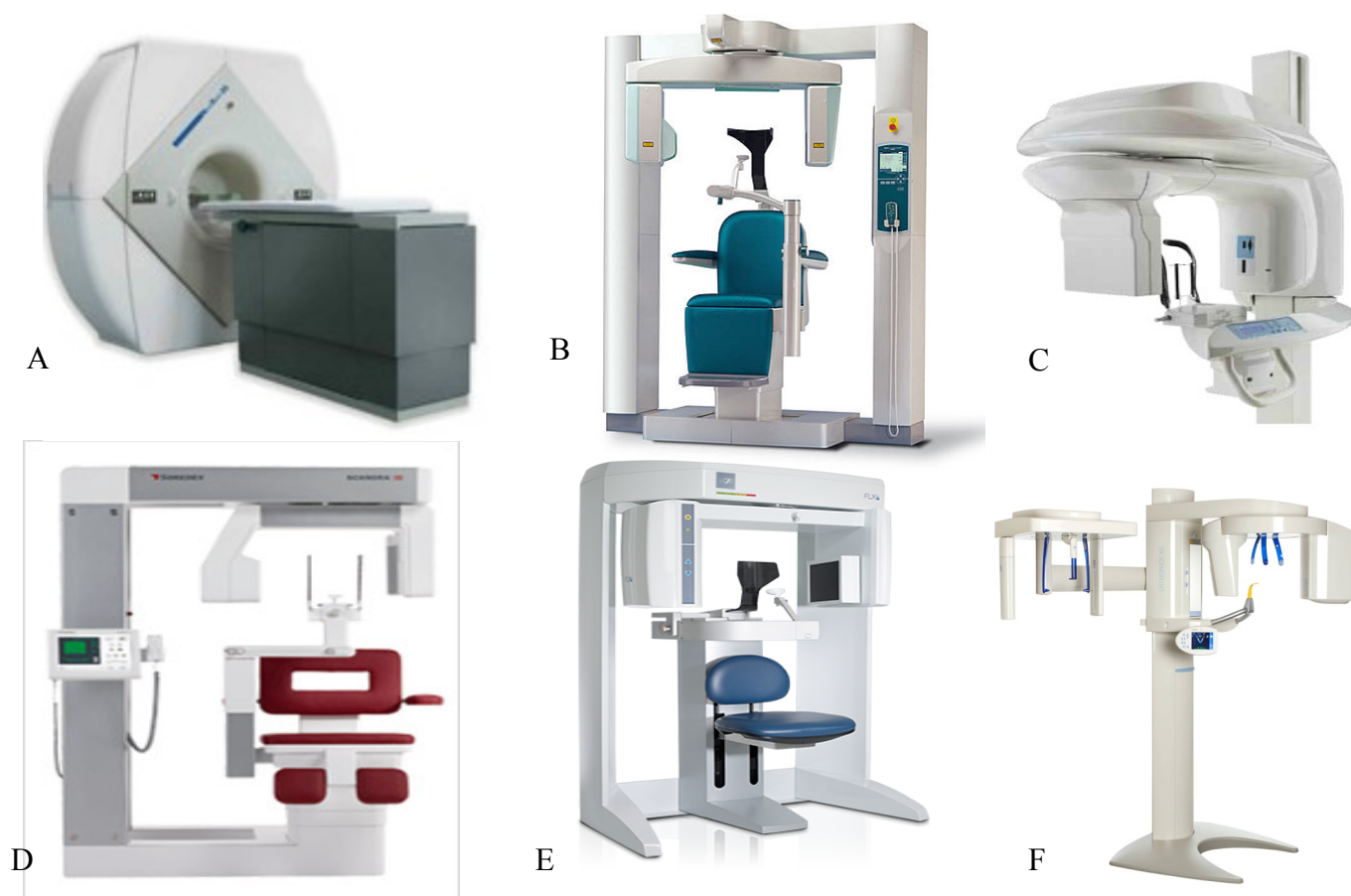


Figura 1- Dispositivos de CBCT disponíveis comercialmente. (A) NewTom 3G (QR srl, Verona, Itália). (B) The Accuitomo 170 (J. Morita USA, Irvine, CA). (C) The Scanora 3Dx (Soredex, Milwaukee, WI). (D) The CS 9300 (Carestream Health, Rochester, NY, USA). (E) The i-CAT FLX (Imaging Science International, Hatfield, PA). (F) The Orthophos XG 3D (Sirona USA, Charlotte, NC). (Imagens retidas de Abramovitch, 2014, <http://www.mwdental.com/equipment/x-ray/panoramic/3d-accuitomo-80-cbct-digital-x-ray.html> e <http://lakefrontfamilydentistry.com/sirona-orthophos-xg-3d>)

A fonte de radiação é direcionada pelo meio da região de interesse (ROI) para uma área do detetor que se encontra do lado oposto; tanto a fonte como o detetor giram à volta de um fulcro de rotação fixado dentro do centro da região de interesse.

Atualmente, os dispositivos de CBCT podem realizar o scan dos doentes em três posições possíveis: com o doente sentado, em posição supina ou em pé. Os dispositivos que requerem que o doente se deite em posição supina são maiores,

ocupando mais espaço podendo não ser acessíveis a doentes com limitações físicas assim como os dispositivos em que o doente se encontre em pé. Os dispositivos que permitem que o doente se sente são os mais confortáveis (Scarfe & Farman,2008).

A produção de imagens através do CBCT depende de quatro parâmetros: (1) configuração de aquisição de imagem, (2) detecção da imagem, (3) reconstrução da imagem e (4) exibição da imagem (Scarfe & Farman,2008).

1.1.1- CONFIGURAÇÃO DE AQUISIÇÃO DA IMAGEM

A partir de um ciclo de rotação parcial ou total, a fonte de raios x efetua o *scan* enquanto o detetor se move simultaneamente em volta de um ponto fixo existente na cabeça do doente.

Durante o ciclo de rotação, cada imagem projetada resulta da aquisição de um conjunto de imagens individuais de feixes de raios x pelo detetor. Tecnicamente, é mais fácil expor o doente a um feixe de radiação contínuo; contudo, uma emissão contínua não contribui para a formação da imagem e resulta numa maior dose de radiação para o doente. Como alternativa, o feixe de radiação pode ser intermitente o que se traduz numa menor exposição e dose de radiação para o doente. As dimensões do campo de visão (FOV), (Fig.2), ou volume do *scan* que pode ser abrangido vão depender do tamanho e forma do detetor, da projeção geométrica do feixe e do grau de colimação do mesmo (Scarfe & Farman, 2008).

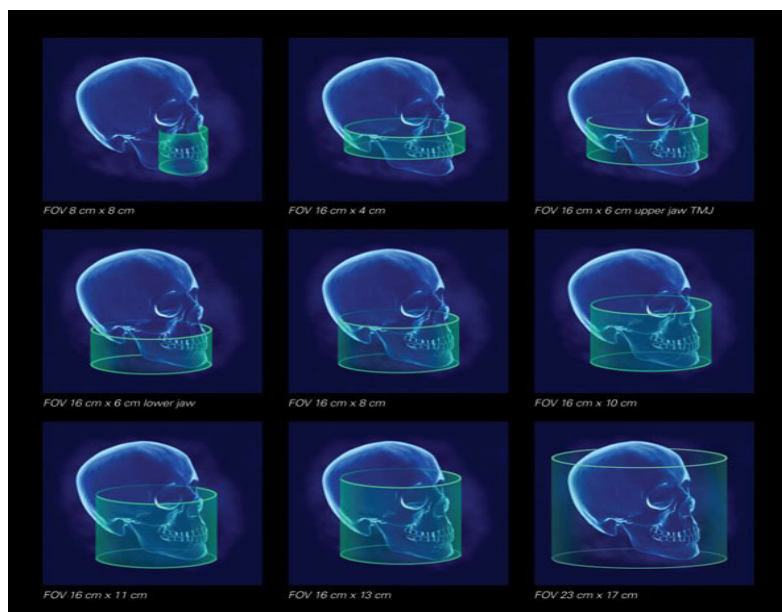


Figura 2- Tamanhos dos diferentes Field of View (FOV) existentes. (Imagem retirada de http://www.maxillofacial3dmontreal.com/cbct-images_eng.php)

Os FOV em dispositivos que possuem um detector plano têm uma forma cilíndrica, que resulta da relação entre a altura e o diâmetro da base do cilindro expressa em cm, enquanto os detectores com intensificadores de imagem têm uma forma esférica definida pelo diâmetro da forma e expressa em polegadas. O tamanho e forma do FOV são predefinidos pelo fabricante sendo que FOVs de tamanho médio ou pequeno estão disponíveis mais tipicamente. Isto acontece uma vez que um FOV mais amplo tem um maior custo devido às maiores dimensões e à necessidade de utilizar uma maior kilovoltagem (kV) para atravessar estruturas mais densas do crânio nas avaliações ortognáticas e ortodônticas (Abramovitch & Rice, 2014).

Informações como a forma e densidade de estruturas da ROI (região de interesse) são adquiridas de múltiplos ângulos (Fig.3).

Ao longo da trajetória de rotação são tiradas múltiplas imagens em ângulos fixos da rotação. Estas imagens correspondem a intervalos que fornecem projeções individuais de 2D denominadas de imagens base, “frame” ou “cruas”. Essas imagens base correspondem a imagens radiográficas *standard* que são apanhadas pelo detector,

sendo que o sinal de cada uma é único para cada um dos diferentes ângulos do arco de rotação, assemelhando-se a imagens radiográficas laterais e pósterio- anteriores (Scarfe & Farman, 2008).

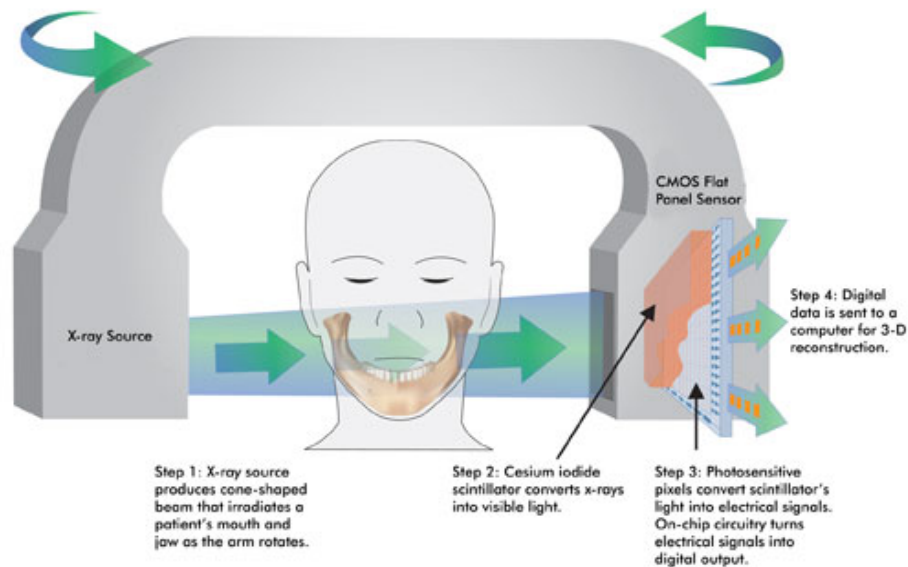


Figura 3- Na técnica de CBCT, um feixe de radiação cônica irradia a mandíbula do doente. Os raios – x emitidos são detectados por um sensor como o sensor plano CMOS da Hamatsu. A informação é enviada para o computador e reconstruída em imagens 3D através do software. (Imagem retirada de <http://www.photonics.com/Article.aspx?AID=42008>; CMOS technology for digital dental imaging)

Após o ciclo de rotação estar completo, o conjunto final das imagens base vai dar origem aos dados de projeção. O número de imagens que contém esses mesmos dados de projeção é determinado pela taxa de *frame* (número de imagens adquiridas por segundo), pelo estado do arco durante a trajetória e pela velocidade da rotação (Scarfe & Farman, 2008).

Taxas de *frame* maiores resultam em imagens com melhor qualidade e com menos artefactos. Contudo, um número maior de projeções resulta num aumento de dose de radiação a que o doente é exposto (Scarfe & Farman, 2008).

Os detetores devem ter sensibilidade suficiente para captarem a radiação adequada à aquisição de sinal e conversão do mesmo durante uma exposição pequena.

A maior parte dos dispositivos de CBCT realiza uma trajetória circular ou um arco de scan de 360° de forma a receber os dados de projeção e possibilitar a reconstrução a 3D através do algoritmo de FDK. Contudo, é possível diminuir a trajetória e ainda conseguir reconstruir conjuntos de dados volumétricos, de forma mais fácil e com menor duração do *scan*, embora as imagens geradas tenham mais interferências e apresentem mais artefactos (Sacrife & Farman, 2008).

O número total de imagens pode variar entre 100-600 dependendo das preferências do operador e da capacidade do *scanner* uma vez que quanto maior o número de imagens base maior é o tempo de scan, maior a dose de radiação e melhor é a qualidade das imagens formadas (Scarfe & Farman, 2008; Abramovitch & Rice, 2014).

1.1.2-DETECÇÃO DA IMAGEM

Atualmente os dispositivos de CBCT são divididos em dois tipos consoante o tipo de detetor presente: um dispositivo de carga acoplado com um intensificador de imagem de fibra ótica ou um dispositivo plano de silicone amorfo (Scarfe & Farman, 2008; Abramovitch & Rice, 2014).

Os intensificadores de imagem são maiores, são mais sensíveis e suscetíveis a distorção por campos magnéticos mostrando também imagens com maior distorção das dimensões da grelha quando estas se encontram afastadas do centro do detetor o que diminui a precisão das medidas das imagens adquiridas. Como são suscetíveis à ação dos campos magnéticos, estes dispositivos precisam de calibração frequente de modo a manterem a qualidade da imagem (Scarfe & Farman, 2008).

Outra das propriedades dos intensificadores de imagem é a profundidade de *bit*, uma propriedade que expressa o número total de tons de cinzento que o detetor é capaz de distinguir. Estes dispositivos operam numa profundidade de *bit* entre 12 e 16 *bits* o que indica que têm um espectro amplo de discriminação de contraste. Os *softwares* de imagem têm uma resolução de contraste de pouca profundidade de *bit* assim como os monitores e a perceção visual do clínico. Como tal, o *American College of Radiology*, defende que não há nenhuma vantagem diagnóstica em utilizar

um intensificador de imagem com uma profundidade de bit superior a 8 *bits* (Abramovitch & Rice, 2014).

Os detetores planos são painéis finos de silicone amorfo com iodeto de césio fluorescente. O componente fluorescente é utilizado para amplificar o sinal elétrico de radiação atenuada. Estes detetores são mais pequenos e as dimensões periféricas da imagem sofrem menos distorções, o que gera um conjunto de dados melhor e melhor *performance* que os intensificadores de imagem (Scarfe & Farman, 2008; Abramovitch & Rice, 2014).

A resolução das imagens adquiridas por CBCT é determinada pelo volume individual dos elementos ou *voxel* produzidos a partir do conjunto de dados volumétricos. As dimensões do voxel dependem do tamanho do *pixel* na área do detetor, que tem uma resolução sub- milimétrica (0.09- 0.4 mm) (Scarfe & Farman, 2008).

No CBCT o *voxel* é denominado isométrico uma vez que apresenta a mesma dimensão em altura, largura e profundidade (Fig.4) (Garib *et al.*, 2007; Scarfe & Farman, 2008).

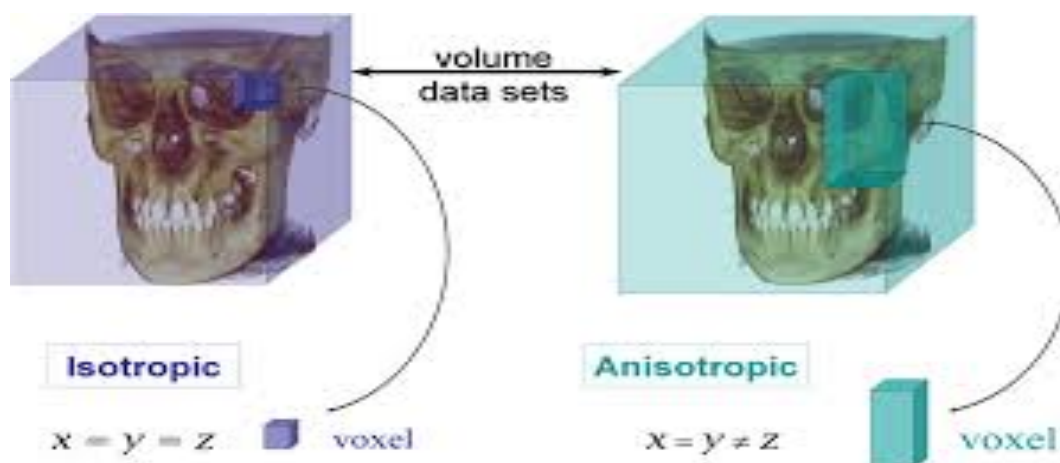


Figura 4- Comparação do volume de dados adquirido isotropicamente por CBCT e anisotropicamente por TC convencional. (Imagem adaptada de Scarfe & Farman, 2008, p.715)

1.1.3-RECONSTRUÇÃO DA IMAGEM

Após a aquisição das imagens base é necessário proceder ao seu processamento para criar conjuntos de dados volumétricos por meio de um processo denominado de reconstrução (Fig.5).

O número de imagens base individuais pode variar entre 100- 600, cada uma contendo mais de um milhão de *pixels* com 12-16 *bits* de informação associada a cada *pixel*. O tempo de reconstrução varia dependendo dos fatores de aquisição de imagem (tamanho do *voxel*, FOV, número de projeções), *hardware* (velocidade de processamento) e *software* (algoritmos de reconstrução) (Scarfe & Farman, 2008).

Após a sua aquisição, os dados de imagem são processados em programas de *software* especializados que criam as imagens tridimensionais da ROI em múltiplos planos anatômicos, nomeadamente os planos de referência axial, coronal e sagital, bem como vários planos derivados dos mesmos como os planos para-axial, para-coronal e para- sagital (Garib *et al.*, 2007; Abramovitch & Rice, 2014; Suomalainen *et al.*, 2015)

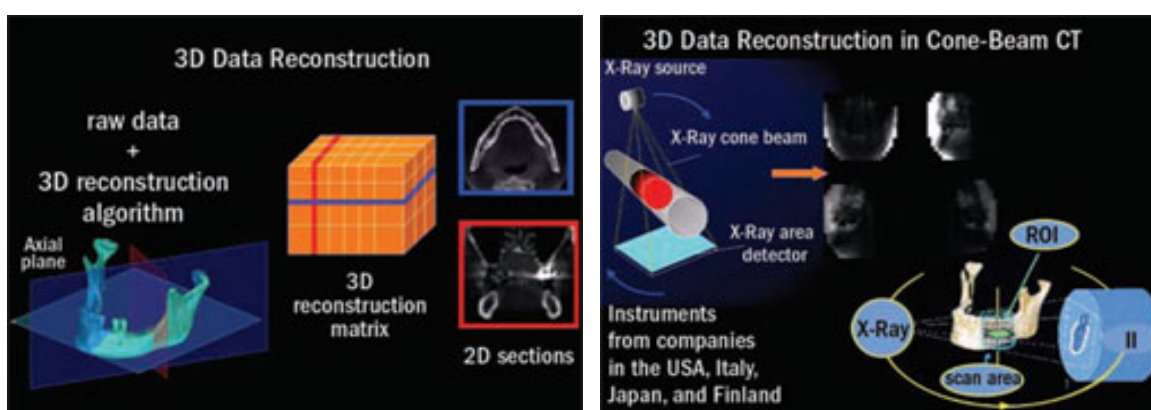


Figura 5 (A , B)- (A)Elementos individuais de imagens 3D são denominados voxéis. Descrevem não só a largura e altura dos dados da imagem como também representam a sua profundidade e espessura. Podem ser manipulados por ferramentas e softwares avançados. (B) depois de adquirida, a informação baseada no voxel fornece conjuntos de dados, de forma rápida e com baixo custo, necessários à reconstrução volumétrica das imagens do doente. (Imagem retirada de <https://www.dentalaegis.com/id/2006/08/technology-integration-so-whats-next-3-d-data-everywhere>)

Os dados das imagens adquiridas têm de ser agrupados e montados recorrendo a construção de sinogramas, imagens compostas que relacionam cada linha de cada projeção de imagem. Um filtro de reconstrução é aplicado ao sinograma que é convertido num corte completo de 2D, sendo o passo final da reconstrução o processamento do sinograma. O filtro mais amplamente utilizado no processo de reconstrução em CBCT é o algoritmo FDK (Scarfe & Farman, 2008).

Após todos os cortes serem reconstruídos podem ser recombinaados num volume único para visualização (Scarfe & Farman, 2008). Os programas de *software* de reconstrução de imagens, usualmente predefinidos pelo fabricante, permitem a projeção dos dados e a construção de um conjunto de dados volumétricos em 3D. Após o processamento deste dados pode ser criada qualquer imagem dependendo da capacidade do *software* sendo possível criar imagens bidimensionais a partir dos dados volumétricos em 3D (Fig.6).

A maioria dos *scanners* mostra reconstruções da imagem primária nos 3 planos anatómicos de imagem: axial, coronal e sagital, que são referidas como imagens multiplano ou multiplanares. Uma das vantagens do CBCT é a possibilidade de os *softwares* de reconstrução de imagens poderem ser instalados em qualquer computador necessitando apenas que o formato dos ficheiros seja o estipulado pela DICOM (ISO 12052) (Abramovitch & Rice, 2014).

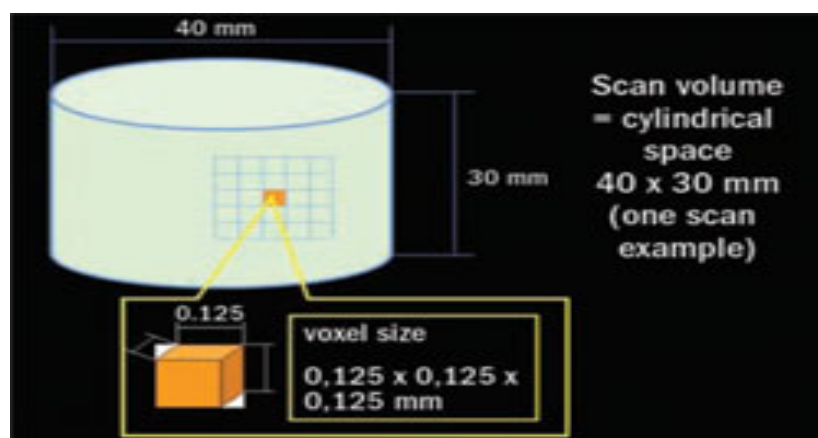


Figura 6- todos os dispositivos de CBCT disponíveis atualmente permitem posicionar ROI com rigor e são uma opção de imagem em casos de diagnóstico de estruturas maxilofaciais complexas com uma redução significativa da dose de radiação sem perda de qualidade da imagem. (Imagem retirada de. <https://www.dentalaegis.com/id/2006/08/technology-integration-so-whats-next-3-d-data-everywhere>)

1.1.4-EXIBIÇÃO DA IMAGEM

A tecnologia CBCT permite ao clínico ter uma variedade de escolhas de exibição das imagens. O conjunto de dados volumétricos consiste numa compilação de todos os *voxels* disponíveis, podendo ser usados para criar múltiplos tipos de reconstruções secundárias nos três planos ortogonais (axial, coronal e sagital) normalmente com uma espessura de corte semelhante à original (Scarfe & Farman, 2008).

2.CBCT VS TC

A descoberta dos raios x em 1895 por W.C.Roentgen levou a uma nova era na Medicina e na Medicina Dentária (Karatas & Toy, 2014).

A introdução de radiografias panorâmicas na década de 60 e sua vasta aceitação ao longo dos anos 70 e 80 garantiu um grande progresso na radiologia dentária fornecendo aos clínicos uma imagem única que contém tanto a maxila como a mandíbula (Scarfe & Farman, 2007).

Contudo, as radiografias convencionais tanto extra- orais como intra- orais, apresentam limitações similares nas projeções de planos em 2D como a amplificação, distorção, sobreposição e deturpação de estruturas (Scarfe & Farman, 2007).

O primeiro dispositivo de TC foi desenvolvido há cerca de 40 anos (Karatas & Toy, 2014). Tratava-se de um meio de diagnóstico imagiológico que utiliza radiação x e que visava reproduzir secções do corpo humana em qualquer um dos três planos do espaço, evidenciando a relação das estruturas em profundidade, ao contrário dos raios x convencionais que projetam as estruturas num só plano.

A criação deste tipo de exame no início da década de 70, pelo engenheiro inglês Hounsfield, juntamente com o norte- americano Cormack, valeu-lhes o prémio Nobel da Medicina em 1979. O aparelho de TC tradicional é composto de três componentes principais: 1) sistemas de aquisição de dados, 2) sistemas de processamento de dados

e reconstrução de imagens e 3) sistemas de visualização e armazenamento de dados (Freitas, Rosa, & Souza, 2000; Garib *et al.*, 2007).

1) Os sistemas de aquisição de dados são compostos pelos elementos que geram a imagem radiográfica:

- Gerador de alta tensão- fornece energia ao tubo de raios – x. Esta energia é emitida de forma contínua e é denominada de radiação primária. As estruturas irradiadas absorvem parte desta radiação constituindo o coeficiente linear de atenuação;
- Mesa- local onde o doente é posicionado e onde se situam os dispositivos que permitem o seu movimento simultâneo com o dos tubos e detetores;
- Tubo de raio – x- onde é gerada a radiação ionizante;
- Detetores-local onde a radiação é convertida em informação e posteriormente transferida para o computador. Quanto mais rápido o tubo se movimentar menor é a exposição do doente à radiação e maior é a quantidade de informação transferida para o computador- reconstrução de imagens é mais fidedigna.

2) Sistema de processamento de dados e reconstrução da imagem

As informações são recebidas e convertidas em imagens 3D por computador através de programas de *software* e cálculos matemáticos. Estes sistemas permitem a visualização e manipulação das imagens de acordo com a vontade do operador.

3) Sistemas de visualização e armazenamento de dados

Os discos magnéticos e CD Roms são responsáveis pelo armazenamento das imagens, além do computador, e permitem a visualização de qualquer imagem posteriormente.

Na TC convencional, a fonte de radiação emite feixes em forma de leque que numa progressão helicoidal adquirem imagens individuais de cortes do FOV. Estes cortes requerem scans separados e reconstruções a 2D separadas, que depois são empilhados para se obter a reconstrução a 3D (Fig.7) (Scarfe & Farman, 2007; Scarfe & Farman, 2008).

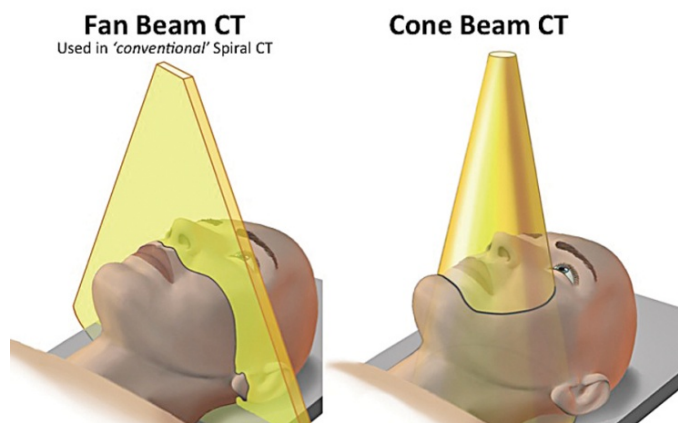


Figura 7- feixe em leque da TC inclui uma única secção de tecido enquanto que feixe cónico do CBCT inclui uma área tridimensional numa única rotação de 360°. (Imagem retirada de David MacDonald, 2014; <http://www.oralhealthgroup.com/news/cone-beam-computed-tomography-use-in-children-and-adolescents/1002818909/?er=NA>)

No decorrer do exame, o tubo de raios x gira dentro do anel estacionário que contém os recetores. Os sinais que estes detetam dependem do grau de absorção de radiação pelos tecidos que são atravessados pelo feixe de radiação, sendo registados e processados pelo computador. As várias projeções adquiridas no decorrer do ciclo de 360° em torno do doente são registadas pelos recetores sob a forma de valores de atenuação de radiação que, depois de submetidos a tratamento matemático, vão permitir a reconstrução de imagens correspondentes a secções do corpo humano (Garib *et al.*, 2007; Karatas & Toy, 2014).

Nos aparelhos de primeira geração, o feixe de radiação efetuava uma volta completa em torno do doente e a mesa movimentava-se para capturar o corte da região que se seguia.

Atualmente, a mesa movimenta-se ao mesmo tempo que o tubo de raios x efetua uma rotação. A fonte de radiação descreve uma trajetória helicoidal em torno do doente, levando à aquisição de imagens com melhor qualidade e com um menor

tempo de exposição à radiação (Fig.8). Para além disso, a nova tecnologia de *multislice* permite a aquisição de 4 a 16 cortes para cada ciclo de 360° que o feixe efetua em torno do doente, o que torna a velocidade de aquisição de imagem mais rápida (Garib *et al.*,2007).

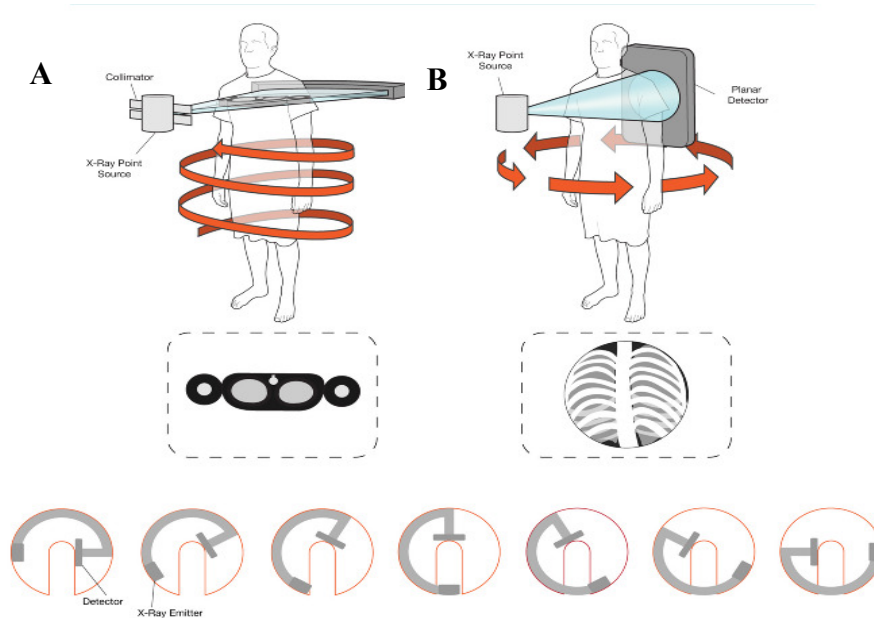


Figura 8 (A,B)- Modo de funcionamento da TC (A) e do CBCT (B).(Imagem adaptada de <http://cargocollective.com/courtneytheese/Concept-CBCT-Scanner>)

A matriz corresponde ao conjunto dos valores de atenuação que correspondem ao objeto *scanneado*. Os valores de atenuação dependem da capacidade de absorção de cada segmento do objeto a ser *scanneado*. A matriz é composta por inúmeros elementos e o seu número e tamanho são calculados de acordo com o número de projeções a que o objeto é submetido (Freitas *et al.*, 2000).

As imagens são compostas por *pixéis*. Cada um está associado um valor que traduz a densidade dos tecidos, ou seja, a capacidade de atenuação dos raios x. A escala destes valores varia entre -1000 (densidade do ar) e +1000 (densidade da cortical óssea), onde o 0 corresponde à densidade da água, e é denominada de escala de Hounsfield. Segundo esta escala, a tecidos mais densos, estão associados valores positivos e a tecidos com uma densidade inferior à da água estão associados valores negativos (Garib *et al.*,2007).

A espessura dos cortes é traduzida pelo *voxel* que corresponde à menor unidade de imagem na espessura do corte e pode variar entre 0,5 e 20mm, dependendo da região anatômica a ser *scaneada* e da qualidade de imagem pretendida (fig.9). Quando são necessárias imagens muito precisas, o aparelho é ajustado por forma a adquirir cortes de 1 mm; logo, o *voxel* das imagens resultantes vai corresponder a 1 mm. Quando se *scanneiam* regiões anatômicas maiores o *voxel* é mais espesso, o que se traduz numa redução da qualidade de imagem (Garib *et al.*,2007).

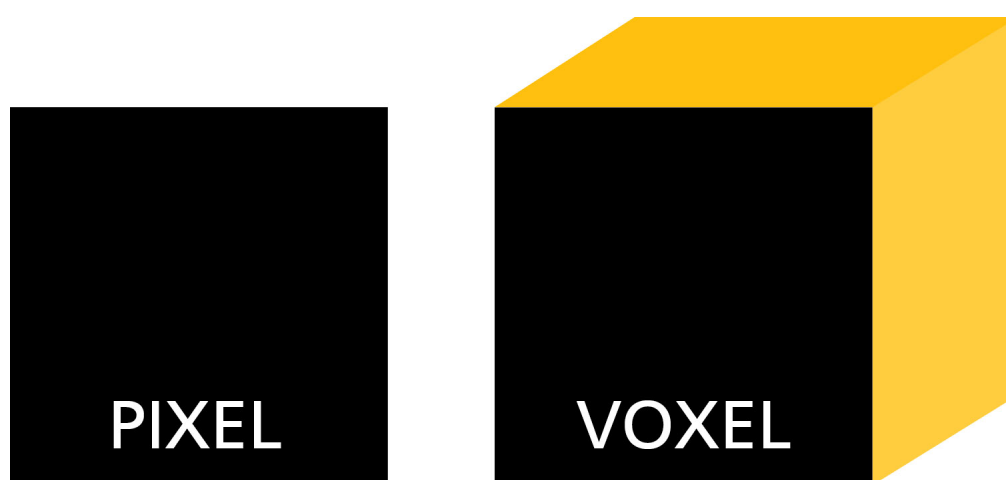


Figura 9- Representação do pixel e do voxel. O pixel compreende medidas de comprimento e largura (x,Y) enquanto que o voxel compreende medidas de comprimento, largura e profundidade (x,y, z). Isto permite a visualização das estruturas anatômicas volumetricamente sem que ocorram sobreposições. (Imagem retirada de <https://carestreamdentalblogdotcom1.wordpress.com/2014/02/19/three-dimensional-basics-pixels-and-voxels/>)

A TC convencional possibilita a aquisição de imagens com maior nitidez e detalhe do que as radiografias convencionais. A resolução que este tipo de imagem radiológica permite deve – se ao seu poder de contraste uma vez que pequenas diferenças na densidade dos tecidos são percecionadas e traduzidas em 5000 tons de cinza em cada *pixel* (Garib *et al.*,2007).

Os aparelhos atuais reconhecem diferenças de densidade inferiores a 0,5% enquanto as técnicas convencionais detetam diferenças mínimas de 10%. O fator de

amplificação na TC é nulo, ou seja, a imagem gerada por tomografia computadorizada reproduz o tamanho real do objeto *scanneado* (Garib *et al.*, 2007).

2.1-DOSE DE RADIAÇÃO

A sensibilidade traduz a capacidade de visualização de estruturas de baixo contraste. Esta é limitada pela interferência, causada pelo uso de um número finito ou infinito de raios x utilizados para formar a imagem. A máxima sensibilidade para qualquer dose de radiação requer a captura e o uso do máximo de raios x reemitidos pelo doente (Goldman, 2007).

Embora a TC apresente grandes vantagens em termos de diagnóstico, a sua aplicação na Medicina Dentária é limitada devido à dose de radiação e ao seu custo.

A dose de radiação a que o doente é exposto é superior àquela utilizada na toma de radiografias convencionais ainda que seja difícil precisar quantas mais vezes a dose de radiação libertada é superior visto que a dose varia de acordo com a área *scanneada*, com a espessura do corte, com as especificações do aparelho (quilvoltage e miliamperagem) assim como o tipo de aparelho utilizado (Fig.10) (Garib *et al.*, 2014).

O CBCT tem uma dose de radiação inferior à da TC convencional da região maxilofacial mas possui uma menor resolução. Os dispositivos de CBCT atualmente disponíveis têm uma dose de radiação que varia entre 87 e 206 μ Sv para um scan completo do crânio (Kapila *et al.*, 2011).

A dose é dependente do tipo de equipamento e configurações de exposição, especialmente do FOV, tempo de exposição (s), corrente do tubo de raio x (mA) e da energia/ potencia (kV) bem como da radio sensibilidade dos tecidos da região a ser *scanneada* (Machado, 2015;Suomalainem *et al.*, 2015). A dose de radiação deve ser mantida o mais baixo possível de acordo com o princípio *ALARA* (as low as reseonable achievable) e deve estar em equilíbrio com a qualidade da imagem (Suomalainem & Esmaeili, 2015). O uso de menor mA e/ou colimação pode reduzir a quantidade de radiação a que o doente está exposto apesar de provocar uma diminuição na qualidade da imagem (Machado, 2015).

Examination	Effective Dose (μSv)
Intraoral radiograph (per exposure)	< 8.3
Dental panoramic radiograph	9-26
Dental cephalometric radiograph	3-6
Cone beam CT (dento-alveolar) (focus field of view)	5 to 38.3*
Full-mouth series	35 to 388
Cone beam CT (craniofacial)	68 to 599
Medical fan beam CT scan (maxilla and mandible)	2,000

Figura 10- Dose de radiação efetiva de exames radiográficos aplicados na prática clínica. (Imagem retirada de <http://www.dentaleconomics.com/articles/print/volume-101/issue-1/features/cone-beam-computed-tomography-how-safe-is-cbct-for-your-paitents.html>)

A modificação da posição do doente, como a inclinação do queixo, e o uso de proteção pessoal, como coletes de chumbo, pode diminuir a dose de radiação substancialmente até 40%. Quando comparado à TC convencional, que possui uma dose de radiação de 2000 μSv , o CBCT apresenta uma redução de dose de radiação entre 98,5% e 76,2% (Scarfe & Farman, 2008).

Comparativamente às imagens radiológicas convencionais, onde um *status* radiográfico possui uma dose de radiação de 150 μSv , uma radiografia panorâmica possui uma dose de 54 μSv , uma radiografia de norma lateral possui uma dose de radiação de 10,4 μSv , o CBCT possui uma dose de radiação que é equivalente ou ligeiramente superior à destas imagens (Kapila *et al.*, 2011; Machado, 2015).

3.CBCT E ORTODONTIA

Desde a introdução das radiografias intra- orais por Rontgen em 1896, que estas têm sido amplamente utilizadas no diagnóstico de doenças maxilofaciais como uma meio auxiliar diagnóstico à avaliação clínica dos doentes. A introdução do CBCT na Medicina Dentária veio permitir a criação de imagens em 3D tendo um papel revolucionário no diagnóstico, planeamento do tratamento e prognóstico (Jadeja *et al.*, 2015).

A imagiologia é uma das ferramentas mais importantes que permite ao ortodontista avaliar e ter um registo a 2D do tamanho e forma das estruturas craniofaciais; contudo, as imagens a 2D que não permitem a determinação da profundidade das estruturas (Karatas & Toy, 2014).

Um das principais vantagens do CBCT na imagiologia maxilofacial é talvez a possibilidade de manipulação dos dados e a geração de imagens comumente utilizadas na prática clínica. O *software* permite a visualização de imagens em tempo real em diferentes vistas facilmente obtidas do conjunto de dados volumétricos. Estas técnicas e suas aplicações clínicas específicas incluem:

- 1) *Reformulações Obíquas Planares*: criação de imagens a 2D não- axiais através do corte transversal de um conjunto ou empilhamento de imagens axiais sendo particularmente útil na avaliação de certas estruturas, como a ATM, uma vez que certas características podem não ser prontamente visíveis em imagens perpendiculares de reconstruções multiplanares (MPR) (Scarfe, Farman & Sukovic, 2006);
- 2) *Reformulações Curvadas Planares*: este é um tipo de reconstrução multiplanar conseguida através do alinhamento do longo eixo de um plano da imagem com uma estrutura anatómica específica, permitindo a visualização da arcada dentária como uma imagem de corte fino semelhante a uma panorâmica. As imagens não sofrem distorção sendo possível efetuar medições e angulações com o mínimo erro (Scarfe *et al.*, 2006);

- 3) *Reformulações transversais em série*: permite a criação de uma série de imagens transversais empilhadas ortogonalmente ao plano de reformação oblíquo ou curvado. As imagens correspondem a cortes finos (1mm) que se encontram a uma distância conhecida (ex. 1mm). As imagens resultantes são úteis na avaliação de características morfológicas específicas tais como a altura e largura de osso alveolar disponível para colocação de implantes, a relação do canal mandibular com dentes molares impactados, a superfície e forma condilar em disfunções temporo- mandibulares sintomáticas ou na avaliação de condições patológicas que afetem os maxilares (Scarfe *et al.*, 2006);
- 4) *Reformulações em volume multiplanares*: qualquer imagem multiplanar pode ser espessada através do aumento dos *vóxeis* adjacentes incluídos no corte, criando uma imagem que representa um volume específico do doente. A técnica mais simples é adicionar valores de absorção de *voxels* adjacentes para produzir uma imagem da totalidade do raio. Esta reformação pode ser usada para gerar simulações de imagens panorâmicas aumentando a espessura do corte de imagens reformadas de planos curvados ao longo de 25-30mm, comparáveis às radiografias panorâmicas. Em alternativa, projeções de imagens planas como radiografias de norma lateral podem ser criadas a partir de imagens perpendiculares multiplanares de espessura total (130-150mm), não sofrendo distorção ou ampliação como acontece nas radiografias convencionais. Outra técnica de espessamento de imagem consiste na projeção de intensidade máxima (MIP) conseguida através da visualização do *voxel* com maior valor dentro de uma determinada espessura. A MIP cria uma pseudo estrutura 3D e é de particular utilidade na representação da morfologia da região maxilofacial. Amostras de zonas sombreadas complicadas e algoritmos de processamento de volume podem ser aplicados à espessura total dos conjuntos de dados volumétricos para permitirem a reconstrução 3D e a apresentação de dados que pode ser melhorada interactivamente (Scarfe *et al.*, 2006).

3.1-APLICABILIDADE DO CBCT NA PRÁTICA ORTODÔNTICA

As radiografias panorâmicas e de norma lateral, que permitem a execução do traçado cefalométrico, são o protocolo *standard* de imagiologia utilizados em ortodontia e desde a sua introdução em 1931 por Birdsal Holly Broadbent. Estas permitem ao ortodontista executar um diagnóstico e plano de tratamento eficaz assim como permitem monitorizar o crescimento ósseo e avaliar com rigor o tratamento. Radiografias intra- orais adicionais como o *status* radiográfico ou de localizações específicas podem ser indicadas em paciente adultos ou com doença periodontal (Abdelkarim, 2015).

Devido a uma dose de radiação inferior à da TC convencional, o CBCT permite uma rápida visualização das relações espaciais entre estruturas orais e craniofaciais em 3D (Baumrind, 2011; Machado, 2015).

Ao contrário das TC convencionais, o CBCT é adequado ao uso em consultório devido ao seu menor custo e dose de radiação. Todos os dispositivos de CBCT fornecem imagens multiplanares (MPR) relacionadas axial, coronal e sagitalmente. Melhorias básicas incluem ampliação e ajustes visuais para limitar a gama de tons de cinzento e o nível de contraste, a capacidade de adicionar anotações e efetuar medições com o cursor (Scarfe & Farman, 2007).

Em ortodontia, as imagens adquiridas por CBCT têm aplicação tanto no diagnóstico como no planeamento e prognóstico do tratamento empregue. Têm particular relevância na determinação do crescimento e desenvolvimento ósseo, das vias aéreas, de distúrbios de erupção dentária, avaliação cefalométrica, na colocação de dispositivos temporários de ancoragem, na avaliação de proximidade de estruturas anatómicas, na previsibilidade do movimento dentário, na avaliação de caninos ou outros dentes impactados, na reabsorção radicular, raízes fraturadas, mudanças degenerativas da ATM, fendas labiais e/ou do palato (Karatas & Toy, 2014; Machado, 2015; Mamatha *et al.*, 2015).

3.1.1-CBCT APLICADO AO DIAGNÓSTICO ORTODÔNTICO

3.1.1.1- AVALIAÇÃO DE ESTRUTURAS DENTÁRIAS E ESQUELÉTICAS

A cefalometria tem sido usada desde o início dos anos 30 e permite a visualização das relações dento- esqueléticas e da estética facial, a realização de medições lineares com precisão e a determinação do crescimento e desenvolvimento ósseo (Farronato *et al.*, 2014; Jadeja *et al.*, 2015).

A cefalometria consiste na determinação de pontos de referência de estruturas anatômicas projetadas numa radiografia de norma lateral (Pittayapt *et al.*, 2015). A identificação rigorosa e consistente desses pontos é de extrema importância para o diagnóstico e planejamento ortodôntico (Chien *et al.*, 2009).

A fiabilidade da análise cefalométrica vai depender da qualidade da projeção bem como da identificação de erros (Farronato *et al.*, 2014), uma vez que distorções, sobreposição de estruturas anatômicas, a resolução e a qualidade de imagem podem levar a uma incorreta identificação dos pontos de referência. A introdução de erros durante a análise cefalométrica leva a que ocorram variações no planejamento ortodôntico ou cirúrgico (Stratemann, Huang, Maki, Miller, & Hatcher, 2008; Chien *et al.*, 2008).

A cefalometria convencional é limitada pela projeção de estruturas 3D num plano bidimensional que pode levar a uma sobreposição de estruturas anatômicas, interferindo com a identificação de pontos de referência assim como a ampliação e distorção da imagem obtida. Como tal, as medições efetuadas vão ser realizadas sobre projeções de pontos que na realidade estão dispostos em planos diferentes (Farronato *et al.*, 2014; Machado, 2015).

A redução de erros nas projeções deve permitir uma melhor visualização das estruturas anatômicas de interesse bem como uma melhor identificação dos pontos de referência cefalométricos (Chien *et al.*, 2009).

Através do CBCT e do seu *software* é possível representar devidamente as estruturas anatômicas nos três planos de visualização- axial, coronal e sagital, conseguindo a representação da verdadeira morfologia das estruturas esqueléticas do crânio. A identificação de pontos de referência é grandemente aumentada com o CBCT com ampliação e ajustes do contraste (Farronato *et al.*, 2014; Machado, 2015).

Inúmeros estudos têm sido feitos no sentido de determinar qual o nível de reprodutibilidade e precisão da identificação de pontos de referência bem como do cálculo de medições lineares quando se compara o uso de radiografias de norma lateral a 2D ao uso de projeções a 3D adquiridas por CBCT.

Em 2004, Lascala *et al.*, concluíram que o uso de projeções CBCT é fiável em medições lineares efetuadas em estruturas dentárias e maxilofaciais quando aplicadas em situações como avaliação do espaço para colocação de implantes e cirurgia ortognática. Segundo Viljmen, *et al.*(2009), a reprodução de medições em traçados cefalométricos obtidos por projeções do CBCT é melhor do que aquelas efetuadas em radiografias convencionais de norma lateral.

O uso de projeções tridimensionais leva a menos erros de medições, o que se traduz numa análise cefalométrica mais precisa, visto que não há sobreposição de estruturas anatômicas. A projeção traduz a realidade morfológica do doente e o observador corre menos risco de efetuar erros na identificação dos pontos (Farronato *et al.*, 2014).

A fiabilidade da análise Cefalométrica depende da capacidade do examinador identificar corretamente os pontos de referência e do tipo de projeção analisada, a 2D ou a 3D. A maioria dos estudos mostra que há reprodutibilidade e rigor no traçado cefalométrico efetuado em projeções reconstruídas a partir de reconstruções multiplanares de imagens a 2D sendo fiáveis e precisas no diagnóstico e plano de tratamento (Fernandes *et al.*, 2015).

O CBCT permite melhor discernimento entre estruturas anatômicas sobrepostas melhorando a sua visualização e correta localização dos pontos de referência sendo mais útil em cálculos de medições rigorosas necessárias à avaliação de mudanças de crescimento ou efeito do tratamento (Chien *et al.*, 2009). A

identificação de estruturas e pontos de referência pode ser melhorada utilizando projeções de reconstruções multiplanares ou modelos em 3D, podendo o tipo de dispositivo de CBCT influenciar a análise cefalométrica uma vez que as predefinições do fabricante afetam a qualidade de imagem assim como a qualidade do modelo 3D gerado pelo computador (Pittayapt *et al.*, 2015). O CBCT também permite medições precisas tanto da altura como da espessura do osso alveolar, com interesse de diagnóstico e monitorização dos resultados (Cook, Timock, Crowe, Wang & Covel Jr, 2015).

3.1.1.2-AVALIAÇÃO DE DENTES IMPACTADOS E REABSORÇÕES RADICULARES

A impactação de caninos na maxila constitui um desafio do ponto de vista diagnóstico e terapêutico (Delesandri *et al.*, 2013). Pesquisas mostram que um maior rigor na localização de caninos e estimativas melhoradas do espaço existente na arcada são obtidos através do CBCT, o que afeta grandemente o diagnóstico e plano de tratamento, facilitando uma abordagem clinicamente orientada (Machado, 2015). Os tratamentos ortodônticos de caninos impactados normalmente têm longa duração e muitas vezes requerem um maior número de consultas, a cooperação do doente e uma adequada avaliação pré-tratamento (Hasan, Chowdhury & Quader, 2014).

A localização de dentes impactados pode ser confirmada radiograficamente usando uma combinação de projeções de imagens perpendiculares (ou quase perpendiculares) como o raio x oclusal, periapical ou panorâmico (Guerrero, Shahbazian, Bekkering, & Nackaerts, 2011).

As imagens radiológicas convencionais de 2D apresentam algumas limitações como a sobreposição de estruturas, sofrem ampliação, distorção, limitam a identificação de pontos de referência, bem como apresentam alguns problemas de posicionamento o que afeta a qualidade da imagem e aumenta o risco de uma interpretação errada e reduz a capacidade do clínico visualizar estruturas individualmente. O CBCT facilita a determinação da posição de caninos impactados melhorando o rigor da localização, ajudando à gestão cirúrgica e ortodôntica (Oberoi,

2011). O rigor da localização é de extrema importância tanto para os Ortodontistas como para os cirurgiões Maxilofaciais uma vez que pode levar a vários planos de tratamento diferentes, que algumas vezes são dispendiosos e longos.

A escolha do tratamento é influenciada por factores como a rotação, reabsorção radicular e localização do canino impactado, tendo a avaliação radiográfica um papel fundamental no diagnóstico e gestão dessas condições (Zarch, Heravi, Langaroodi, & Pirgazi, 2013). A decisão de tracionar o dente vestibular ou palatinamente vai depender totalmente do diagnóstico clínico prévio ao tratamento sendo a posição do dente avaliada tradicionalmente em 2D: mesio- distal e vestibulo- palatina (Hasan *et al.*, 2013). A decisão de manter ou extrair o dente vai depender da localização vestibulo- palatina da sua coroa sendo inúmeras vezes difícil determiná-la bem com determinar a sua relação com as estruturas adjacentes em radiografias convencionais a 2D (Zarch *et al.*, 2013).

Com o CBCT é possível aos ortodontistas e cirurgiões maxilofaciais uma localização rigorosa dos dentes impactados nos 3 planos do espaço o que se traduz num melhor detalhe do osso e dente permitindo não só localizar como também determinar a condição do dente em alta resolução, a sua monitorização durante a tração ou a sua extração com menor redução óssea e melhor acesso cirúrgico (Nakajima *et al.*, 2005).

A avaliação do posicionamento do dente é necessária para evitar movimentos dentários e ortopédicos incompatíveis, o que levaria a reabsorções dentárias severas. O diagnóstico de reabsorções dentárias nem sempre é obtido com segurança absoluta por meio do raio x periapical, mesmo que o ângulo de feixe de radiação seja alterado, devido à sobreposição de estruturas. O CBCT permite distinguir se a reabsorção é externa ou interna, do tipo inflamatório ou por substituição e se está presente uma anquilose dento- alveolar ou se já ocorreu progressão para uma reabsorção de substituição (Consolaro & Freitas, 2007).

A angulação exata do dente impactado e a medição da sua proximidade às raízes adjacentes permite aos ortodontistas avaliar e escolher o vetor de forças necessário para produzir movimento dentário com mínima reabsorção radicular (Park, 2013).

3.1.1.3-ANÁLISE DE FENDAS DO PALATO/LÁBIO LEPORINO

O uso do CBCT em doentes que apresentam deformidades craniofaciais é de extrema importância. A fenda do palato e lábio leporino são as anomalias craniofaciais mais comuns na população (Nervina, 2012).

A reparação de fendas alveolares permite o restabelecimento da continuidade do arco dentário, fornece o suporte ósseo para a erupção dentária, o suporte para o lábio superior e base do nariz e a resolução de problemas derivados deste tipo de defeito. Assim sendo, é importante que os cirurgiões encarregues deste tipo de casos tenham uma compreensão minuciosa do tamanho e anatomia da fenda bem como dos meios disponíveis para reparar este defeito (Quereshy *et al*, 2012).

Dados correspondentes ao número e orientação dos dentes, idade dentária e esquelética, quantidade e qualidade do osso disponível na região do palato são essenciais na gestão destes casos. Radiografias panorâmicas são muitas vezes utilizadas de forma a determinar a incidência e número de dentes ausentes e para determinar a idade óssea e dentária nestes doentes. Contudo, a quantidade e qualidade de osso remanescente disponível não pode ser precisado rigorosamente através deste tipo de radiografias (Jadeja *et al.*, 2015). A TC é o meio imagiológico que permite, correntemente, a visualização das tábuas ósseas vestibulares e linguais/palatinas uma vez que nas imagens radiográficas convencionais ocorre a sobreposição de estruturas. O CBCT apresenta um rigor e capacidade de reprodução bons para análise quantitativa da espessura e nível de osso alveolar vestibular e lingual/palatino (Garib, Yatabe, Ozawa, & Filho, 2012).

Reconstruções 3D de imagens através de sistemas de manipulação destas imagens tornam possível a avaliação pré-operatória no que diz respeito ao volume do defeito ósseo, localização do defeito, presença de dentes supranumerários e avaliação dos dentes e morfologia óssea (Machado, 2015), bem como a determinação do volume do enxerto ósseo e a sua colocação espacial, a monitorização do tratamento ortodôntico dos dentes adjacentes à fenda, a subsequente erupção do canino ou incisivos e

tratamento protético com implantes (Suomaleinen, Aberg, Rautio, & Harmerinta, 2014).

A TC convencional é utilizada tipicamente para quantificar o remanescente ósseo mas, visto que a maioria dos doentes afetados por estes defeitos são jovens, o seu uso rotineiro torna-se um problema devido à grande dose de radiação envolvida neste tipo de exame imagiológico. O CBCT tem vindo a substituir o exame imagiológico por TC uma vez que permite uma excelente visualização 3D do palato e da região da pré-maxila com uma dose de radiação baixa para o doente (Jadeja *et al*, 2015).

Segundo Nervina (2012), Quereshy et al (2012) e Karatas & Toy (2014), o CBCT pode ser usado para examinar o volume alveolar da fenda de forma permitir a determinação da quantidade de material de enxerto necessária para reconstruir o alvéolo.

O CBCT também pode ser usado na determinação da idade dentária e, aquando da seleção de um *scanner* com um FOV grande, podem ser feitas reconstruções 3D das vértebras cervicais de modo a determinar a idade esquelética do doente (Jadeja *et al.*, 2015).

O recurso a imagens 3D para determinação do volume dos defeitos não só é útil em fendas alveolares como também pode ser aplicado a reconstruções após trauma, ressecções patológicas e outras malformações congénitas. A aplicação da técnica de CBCT na avaliação pré-operatória e planeamento, na determinação do volume da fenda e predição da quantidade necessária de material para o seu preenchimento leva a uma redução do tempo operatório (Quereshy *et al.*, 2012).

O CBCT pode ser utilizado na avaliação dos tecidos moles uma vez que nos doentes com este tipo de defeito, o perfil dos tecidos moles segue as anomalias maxilares esqueléticas e dentárias adjacentes (Nervina, 2012) e reconstruções 3D da superfície da pele da face e do nariz para fendas labiais também são possíveis (Jadeja *et al.*, 2015).

3.1.1.4-ANÁLISE DO COMPLEXO TEMPORO-MANDIBULAR TRIDIMENSIONALMENTE

A articulação Temporo-Mandibular é uma entidade complexa composta por tecidos moles e estruturas ósseas (Watted *et al*, 2015). As Disfunções Temporo-Mandibulares (DTM) correspondem a um grupo heterogêneo de distúrbios com uma etiologia multifatorial, e estão muitas vezes associadas a alterações degenerativas das estruturas ósseas da ATM como erosão, achatamento, osteófitos, esclerose sub-condral e pseudoquistos. O conhecimento destas anomalias é fundamental para o diagnóstico da disfunção associada à doença bem como para um adequado plano de tratamento (Salemi *et al.*,2015).

Ao longo das últimas três décadas os progressos na área da imagiologia têm tido um papel significativo contribuindo para uma melhor qualidade de diagnóstico das DTM assim como no planeamento do tratamento pelos clínicos. Várias modalidades imagiológicas têm sido empregues para avaliação da ATM como a radiografia panorâmica, tomografia de movimento complexa ou linear e TC na apreciação das estruturas ósseas e a Ressonância Magnética na apreciação dos tecidos moles (Barghan,Tetradis, & Mallya, 2012).

Segundo Salemi (2015), quando comparado o rigor diagnóstico da técnica de radiografia panorâmica, TC convencional e CBCT na determinação de defeitos ósseos condilares, o CBCT fornece um diagnóstico com maior precisão e rigor. O CBCT tem uma expressão mais significativa na avaliação dos tecidos duros ou de alterações ósseas na ATM sendo possível a visualização 3D do côndilo e estruturas circundantes facilitando a análise e diagnóstico de características morfológicas ósseas, espaço articular e dinâmica da função o que é de extrema relevância para no prognóstico de doentes com sinais e sintomas de DTM (Jadeja *et al.*,2025).

Devido ao facto de ser possível a visualização de imagens multiplanares nos planos anatómicos axial, coronal e sagital, a análise da morfologia e posição condilar e a dinâmica da sua função é facilitada assim como a avaliação de estruturas anatómicas complexas (Park, Kim, & Park, 2015).

Kapila (2011) refere que alterações morfológicas grosseiras nas estruturas articulares são melhor apreciadas quando usado o CBCT comparativamente à radiografia panorâmica tornando possível uma avaliação mais detalhada da superfície articular.

O CBCT como meio auxiliar diagnóstico é uma importante ferramenta no diagnóstico de DTM uma vez que permite a detecção de alterações patológicas da ATM como presença de osteófitos, erosão condilar, fraturas, anquiloses, deslocamentos e anomalias de crescimento como hiperplasia condilar e doenças articulares degenerativas (Jadeja *et al.*, 2015), contudo, o CBCT não é suficiente na apreciação dos tecidos moles o que torna a examinação do menisco da ATM difícil (Karatas & Toy, 2014).

A qualidade de imagem da ATM com dispositivos de CBCT é comparável à da TC convencional com o benefício de haver menor exposição à radiação, menor tempo de aquisição de imagem e menor custo (Park, *et al.*, 2015; Watted *et al.*, 2015).

3.1.2-CBCT APLICADO AO PLANO DE TRATAMENTO

3.1.2.1-CIRURGIA ORTOGNÁTICA

O objetivo da cirurgia ortognática é reposicionar segmentos ósseos dos maxilares. Este procedimento implica a reconstrução de estruturas anatómicas ausentes ou lesadas com recurso a enxertos ou implantes (Cevidanes *et al.*, 2010). Uma apreciação minuciosa dos tecidos faciais moles, do esqueleto maxilofacial subjacente, da posição dento-alveolar bem como da sua interdependência é um fator preponderante no diagnóstico e tratamento de doentes com deformações gnáticas (Plooij *et al.*, 2011).

As imagens conseguidas pela técnica de CBCT podem ser manipuladas o que permite a criação de modelos estereolitográficos físicos ou modelos virtuais 3D (Ahmad, Jenny, & Downie, 2012; Machado, 2014).

Esses mesmos modelos são úteis na avaliação da morfologia e relação espacial das estruturas e tecidos circundantes, na análise do crescimento ou presença de anomalias de desenvolvimento, na detecção de tumores ou fraturas de deslocamento tornando possível a o diagnóstico e tratamento de assimetrias faciais bem como a criação de enxertos de substituição anatomicamente compatíveis (Ahmad *et al.*, 2012; Machado, 2015).

Segundo Kapila et al. (2011) o prognóstico dos tratamentos cirúrgicos pode ser facilitado recorrendo a processos de sobreposição de imagens. Este processo permite que o operador sobreponha uma malha customizada da imagem inicial obtida por CBCT sobre uma segunda imagem, que simula o tratamento, no modelo virtual.

Esta sobreposição permite que seja feita uma comparação qualitativa e quantitativa aplicando um mapa colorimétrico que pode ser manipulado em todos os planos do espaço, documentando as alterações que possam advir do tratamento cirúrgico. Estes espectros de cor vão indicar a direção e grau de alteração dos tecidos o que torna a sobreposição de imagens uma ferramenta preciosa na determinação das alterações tridimensionais tanto dos tecidos ósseos como dos tecidos moles faciais durante o crescimento, desenvolvimento ou ambos (Kapila & Nervina, 2014).

Quando se associam bases de dados aos modelos 3D é possível determinar as características dos tecidos e simular a reação destes ao desenvolvimento, tratamento ou função (Machado,2015).

Assim sendo, o CBCT funciona como uma ferramenta no diagnóstico de patologias das estruturas ósseas podendo ser utilizado nas consultas de *follow – up* para determinar o sucesso cirúrgico através da medição do deslocamento dos segmentos em todos os planos do espaço (Ahmad *et al.*, 2012).

Os meios imagiológicos convencionais, como o raio x de norma lateral ou frontal, sofrem fenómenos de sobreposição e ampliação o que torna a informação recolhida falível. Quando se pretende determinar o deslocamento resultante, o resultado é pouco fiável ainda que o fator de ampliação seja conhecido (Jadeja *et al.*,2015).

Contudo, a utilização do CBCT deve ser ponderada tendo em conta as vantagens que pode trazer a um diagnóstico, o custo e dose de radiação a que o doente irá ser exposto (Ahmad *et al.*, 2012).

3.1.2.2-PLANEAMENTO NA COLOCAÇÃO DE DISPOSITIVOS DE ANCORAGEM TEMPORÁRIOS

Os dispositivos de ancoragem temporários (DAT) têm, atualmente, um grande impacto na forma como é conseguido o movimento ortodôntico dos dentes (Nervina, 2012).

Os DAT são colocados em pontos ósseos estáveis servindo como meio de ancoragem na aplicação de forças ortodônticas (Nervina, 2012; Kapila & Nervina, 2014).

Estes dispositivos são colocados no osso mecanicamente a nível transósseo, endósseo ou perióstio. Estes podem ser ancorados no osso cortical, para aumentar a retenção mecânica, ou ser osteointegrados, para uma ancoragem biológica, e são removidos após cumprirem a sua função (Kau *et al.*, 2010).

Estes dispositivos permitem ao ortodontista exercer uma maior controle sobre o movimento dentário, seja de um dente ou de um grupo de dentes, eliminando a ocorrência de movimentos indesejados (Nervina, 2012).

O CBCT apresenta-se como uma mais-valia diagnóstica na colocação destes dispositivos uma vez que as imagens 3D têm particular utilidade na visualização de estruturas anatómicas adjacentes ao local de ancoragem, na determinação da proximidade radicular, morfologia dos seios maxilares e canal dentário inferior. A visualização destas estruturas permite antecipar e evitar complicações aquando da colocação dos DAT (Kapila & Nervina, 2014; Khambete & Kumar, 2015; Machado, 2015).

Para além da identificação de estruturas anatómicas relevantes, o CBCT também permite que seja efetuada uma avaliação óssea quantitativa e qualitativa para determinar quais os locais que oferecem mais estabilidade à colocação destes dispositivos de forma a aumentar a sua probabilidade de sucesso (Kapila *et al.*, 2011; Machado, 2015).

Segundo Nervina (2012), o CBCT é o meio ideal para determinar a espessura óssea do local de ancoragem pretendido havendo evidência de que as determinações de espessura com recurso ao CBCT levam a uma maior estabilidade dos dispositivos.

O CBCT é considerado uma mais-valia diagnóstica em casos que envolvem a colocação de DAT em regiões anatómicas com estruturas ou relações complexas ou quando a qualidade e quantidade óssea se encontram comprometidas (Kapila & Nervina, 2014).

Guias cirúrgicas para colocação de DAT criadas a partir de imagens 3D de alta resolução e processos de prototipagem rápida, são consideradas rigorosas levando a que os dispositivos sejam colocados com grande precisão, o que aumenta a sua probabilidade de sucesso (Machado, 2015).

O CBCT permite a visualização das estruturas que circundam os DAT sendo possível avaliar os efeitos provocados após a sua colocação (Kau *et al.*, 2010).

3.1.3-CBCT APLICADO À DETERMINAÇÃO DE RISCOS

3.1.3.1-AVALIAÇÃO DE REABSORÇÕES RADICULARES INDUZIDAS ORTODÔNTICAMENTE E DOS TECIDOS PERIODONTAIS

A reabsorção radicular apical externa é um efeito secundário indesejado decorrente do movimento ortodôntico (Dudic, Giannopoulou, Leuzinger, & Kiliaridis, 2009; Nervina, 2012).

A determinação do nível de reabsorção radicular através dos métodos radiográficos convencionais como a ortopantomografia e raio x periapical é duvidosa uma vez que estas imagens sofrem fenómenos de ampliação e sobreposição (Nervina, 2012), e é necessário que haja uma certa quantidade de reabsorção para que esta possa ser detetada (Dudic *et al.*, 2009).

Como as imagens de CBCT são obtidas em qualquer angulo, as sobreposições são eliminadas e o nível de reabsorção radicular pode ser determinado com precisão (Dudic, *et al.*, 2009).

O CBCT não deve substituir as técnicas radiográficas convencionais mas torna-se de grande utilidade na avaliação de situações complexas auxiliando na escolha ou

alteração do tratamento ortodôntico a ser empregue (Dudic *et al.*, 2009; Machado, 2015).

A avaliação periodontal também é mais rigorosa uma vez que medições criteriosas de defeitos intraósseos, defeitos vestibulares e linguais/ palatinos, deiscências e fenestrações podem ser efetuadas pela técnica de CBCT (Khambete & Kumar, 2015; Machado, 2015).

4. LIMITAÇÕES DO CBCT

O CBCT veio alterar a norma no diagnóstico e tratamento dentário visto que as imagens 3D superam as limitações decorrentes das imagens 2D. Contudo, a tecnologia do CBCT também apresenta algumas limitações (Jaju, 2015).

O CBCT tem limitações relacionadas com a geometria do feixe de projeção, sensibilidade do detector e resolução do contraste (Scarfe & Farman, 2007; Jaju, 2015), o que produz imagens que carecem da clareza e utilidades das imagens de TC convencional (Jaju, 2015). As imagens são afetadas por artefactos, ruído e pobre contraste dos tecidos moles (Scarfe & Farman, 2007; Scarfe & Farman, 2008; Jaju, 2015).

4.1- ARTEFACTOS

O termo artefacto aplica-se a qualquer discrepância entre a imagem reconstruída e o verdadeiro valor de atenuação do objeto de estudo. As imagens tomográficas são mais suscetíveis ao aparecimento de artefactos do que as imagens radiológicas convencionais visto que a imagem é reconstruída a partir de medições independentes na ordem do milhão. A presença de disformidades no nível de cinzento no CBCT contribui para a degradação da imagem e pode levar a diagnósticos pouco precisos ou errados.

Alguns dos artefactos são mais pronunciados no CBCT do que na TC convencional devido aos diferentes processos de aquisição da imagem (Jaju, 2015).

Segundo Scarfe & Farman (2008) e Jaju (2015), os artefactos podem ser classificados de acordo com a sua causa.

4.1.1-ARTEFACTOS BASEADOS NA FÍSICA

Artefactos nas imagens de tomografia computadorizada surgem da natureza policromática do feixe de raio x que resulta num fenómeno denominado *beam hardening* (Scarfe & Farman, 2007). O feixe de raio x é composto de fótons com níveis de energia diferentes. Quando o feixe de radiação atravessa um objeto a sua

energia média aumenta uma vez que os fótons menos energéticos são absorvidos mais rapidamente que os fótons mais energéticos (Jaju, 2015). O fenómeno de *beam hardening* resulta em dois tipos de artefactos: (1) distorção das estruturas metálicas devido a absorção diferencial, conhecido como artefacto de *cupping*, e (2) estrias e bandas escuras podem aparecer entre dois objetos densos (Fig.11). Como o feixe de radiação do CBCT é heterocromático e tem um pico de energia menor quando comparado com a TC convencional, estes artefactos são mais pronunciados. Clinicamente é aconselhado a redução do FOV para evitar o scan de regiões suscetíveis a *beam hardening*, como em restaurações metálicas ou implantes, que pode ser conseguido através da colimação, modificação da posição do doente ou separação das arcadas dentárias (Scarfe & Farman, 2008).

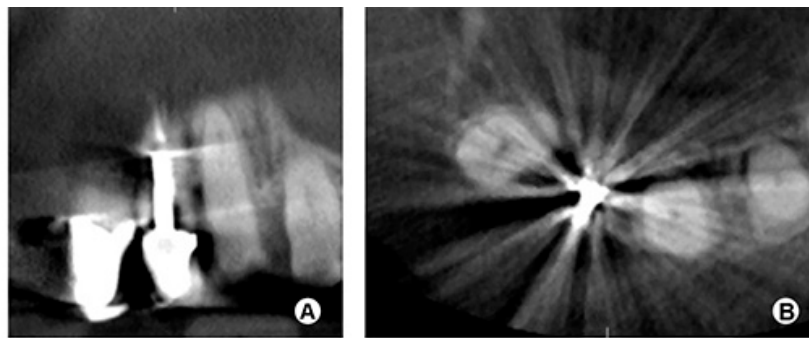


Figura 11(A, B) -cortes coronal (A) e axial (B) de CBCT de incisivo central esquerdo reabilitado com uma coroa. Beam hardening causado pelos postes metálicos resultando em estriações e bandas que alteram a qualidade da imagem. (Imagem adaptada de <http://www.scielo.br/pdf/bdj/v23n3/a01v23n03.pdf>)

O ruído é definido como um distúrbio de sinal não desejado, aleatório ou não aleatório, que tende a interferir com a informação do sinal. O ruído afeta as imagens de CBCT diminuindo a resolução de contraste, o que torna difícil a diferenciação de tecidos de baixa densidade e, conseqüentemente, a habilidade de os separar (Jaju, 2015).

Recentemente têm sido introduzidos algoritmos de redução de artefactos nos programas de processamento para que artefactos relacionados com imagem, ruído, metal e movimento sejam reduzidos, requerendo menos projeções de imagens e com uma diminuição da radiação. Contudo necessitam de maior tempo de processamento e reconstrução de imagem (Scarfe & Farman, 2008).

4.1.2-ARTEFACTOS RELACIONADOS COM O DOENTE

A presença de objetos metálicos no FOV, como restaurações, implantes, pinos, placas cirúrgicas, marcadores radiográficos, pode provocar artefactos de estriação severos que ocorrem porque a densidade dos materiais vai além do alcance que normalmente pode ser reconhecido pelo computador, o que resulta em perfis de atenuação incompletos (Jaju, 2015).

No CBCT o padrão de estriação ocorre em todas as direções do objeto devido à forma cónica do feixe (Jaju, 2015), devido a fenómenos de *beam hardening* extremos ou insuficiência de fótons que alcançam o detetor resultando em estriações horizontais na imagem e ruído nas projeções reconstruída (Fig.12) (Scarfe & Farman, 2008).



Figura 12- Artefacto causado por restauração metálica visto numa imagem axial. (Imagem adaptada de Jaju, 2015, p.12)

A movimentação do doente pode causar registos insuficientes de informação que se traduzem em imprecisões na imagem reconstruída. Devido ao maior tempo de aquisição de imagem, comparativamente ao raio x convencional, e à aquisição volumétrica da imagem, artefactos de movimentação são comuns em CBCT. Podem ser atribuídos a uma imobilização imprópria do doente, podendo ser diminuídos pelo uso de estabilizadores de cabeça ou diminuição do tempo de scan (Scarfe & Farman, 2008; Jaju, 2015).

4.1.3-ARTEFACTOS RELACIONADOS COM O SCANNER

Artefactos relacionados com o *scanner* apresentam-se numa forma circular ou em anel devido a uma falta de calibração de um ou mais detetores do scanner, ou a imperfeições na detecção pelo scanner resultando numa leitura errada repetitiva a cada posição angular do detetor dando origem a artefactos circulares (Scarfe & Farman, 2008; Jaju, 2015). Atualmente não há nenhuma evidência da presença de artefactos circulares em CBCT na literatura radiológica dentária (Jaju, 2015).

4.1.4-ARTEFACTOS RELACIONADOS COM O FEIXE CÓNICO

A geometria de projeção do feixe de CBCT e o método de reconstrução da imagem produzem três tipos de artefactos relacionados com o feixe cónico: (1) Média do volume parcial, (2) subamostragem e (3) efeito do feixe cónico.

(1) Média do volume Parcial: Ocorre tanto na TC convencional como no CBCT quando a resolução do *scanner* para o *voxel* selecionado é maior que a resolução de contraste do objeto *scaneado*. O *pixel* deixa de ser representativo do tecido ou dos seus limites convertendo-se na média ponderada dos vários valores da TC. Os limites da imagem resultante podem ser apresentados em degrau ou como uma mancha quando não há homogeneidade na intensidade do *pixel*. Este tipo de artefacto ocorre em regiões em que as superfícies estão mais sujeitas a mudanças no eixo do z. A seleção de um *voxel* de aquisição mais pequeno pode reduzir a presença desse efeito (Scarfe & Farman, 2008);

(2) Subamostragem: pode ocorrer quando poucas imagens base são disponibilizadas para a reconstrução. Uma amostra de dados reduzidos leva a um registo incorreto de imagens contendo mais ruído e limites finos, onde estriações finas aparecem na imagem. Este efeito pode não degradar severamente a imagem mas, quando é necessário observar detalhes com

resolução, artefactos de subamostragem devem ser evitados, mantendo o número imagens base (Scarfe & Farman, 2008);

- (3) Efeito do feixe cónico: é uma potencial fonte de artefactos especialmente nas regiões periféricas do volume *scanneado*. A quantidade total de informações sobre as estruturas localizadas na periferia é menor porque a fila exterior do detetor de pixéis regista menos atenuação enquanto que a informação de objetos projetados num detetor de pixéis mais central é maior, resultando em distorções da imagem, artefactos de estriação e maior ruído periférico. Este efeito pode ser reduzido pelos fabricantes através da incorporação de diferentes formas de reconstrução do feixe cónico. Clinicamente, pode ser reduzido posicionando a ROI adjacientemente ao plano horizontal do feixe de radiação e colimando o feixe para um FOV apropriado (Scarfe & Farman, 2008).

4.2-POUCO CONTRASTE DOS TECIDOS MOLES

Edema de tecidos moles na região da cabeça e pescoço, anatomia do menisco da ATM, lesões vasculares não podem ser avaliadas adequadamente nas imagens de CBCT devido ao seu pouco contraste. Existem três fatores que limitam o contraste do CBCT.

A radiação dispersa não só contribui para um aumento do ruído da imagem como também é um fator significativo na redução do contraste. A divergência do feixe de radiação na zona do detetor causa um efeito de inclinação lateral acentuado, o que produz disformidades na incidência do feixe no doente, resultando numa absorção não uniforme com uma maior taxa de ruído. Inúmeros artefactos relacionados com os detetores afetam a sua resposta à radiação ionizante (Jaju, 2015).

4.3-AUSÊNCIA DE VALORES DE HOUNSFIELD PRECISOS

A escala de Hounsfield usada na TC é calculada através do valor do coeficiente de atenuação de cada tecido. A unidade de Hounsfield (HU) não faz parte do sistema internacional mas é uma unidade prática útil na representação de desvios relativos da medida de atenuação de um material quando comparado ao da água. Os feixes de radiação não são monocromáticos sendo compostos por fótons com um amplo espectro energético. Esta é a principal razão pela qual o valor da HU de um tecido por um sistema de TC pode não ser o mesmo do que aquele obtido por um sistema de TC diferente. A TC é propensa a artefactos que também diminuem a precisão das HU na medição da densidade física (Jaju, 2015).

4.4-DOSE DE RADIAÇÃO

O CBCT tem uma dose de radiação inferior á da TC convencional contudo, quando comparado à radiografia panorâmica ou radiografias intra- orais a sua dose de radiação é superior.

A dose de radiação efetiva corresponde à soma da dose recebida por todos os tecidos e órgãos irradiados. Esta dose apresenta riscos para a saúde uma vez que efeitos carcinogénicos e genéticos podem decorrer da irradiação de tecidos.

A dose de radiação efetiva do CBCT é dependente do tipo de *scanner*, do FOV e do tamanho do *voxel* (resolução) (Garib *et al.*, 2014).

O princípio ALARA deve ser seguido devidamente visto que o controle da dose de radiação ionizante aplicada ao doente pelo uso de TC convencional e por CBCT é importante para a segurança do doente. É imperativo aos operadores de ambas as tecnologias o uso de protocolos de exposição que permitem obter imagens com qualidade suficiente para responder a uma questão diagnóstica específica com exposição à mínima quantidade de radiação (Jaju, 2015).

4.4-CUSTOS DA TÉCNICA

O custo do equipamento de CBCT é superior aos dos equipamentos convencionais de raios x (Karatas & Toy, 2015), sendo o investimento inicial muito alto. Graças à introdução de equipamentos de CBCT híbridos (FOV pequeno combinado com panorâmicas convencionais digitais) o custo da técnica pode ser reduzido significativamente (Kapila *et al*, 2011; Jaju, 2015).

III-CONCLUSÃO

A tecnologia CBCT tem vindo a ganhar destaque na imagiologia dentária e da região maxilofacial.

Desde a sua introdução na prática clínica inumeros estudos têm sido feitos com o intuito de determinar a sua relevância e valor no diagnóstico e plano de tratamento em várias situações clínicas, não só na ortodontia mas também em outras áreas da Medicina Dentária.

A capacidade de gerar imagens 3D em múltiplos planos bem como a sua manipulação de acordo com os objectivos diagnósticos permite que informações sobre o crescimento e desenvolvimento ósseo craniofacial bem como sobre as relações entre estruturas anatómicas adjacentes sejam recolhidas e melhor percebidas.

A ausência de ampliação e sobreposição de estruturas anatómicas neste tipo de imagens conferem sensibilidade, especificidade, precisão e rigor a esta técnica tornando possível efectuar medições, estabelecer limites ósseos e simular procedimentos cirurgicos com alto nível de fiabilidade.

Esta técnica deve ser empregue respeitando o princípio ALARA e tendo em conta uma avaliação criteriosa da relação entre os riscos e benefícios decorrentes da mesma. Os dados obtidos mediante a aplicação desta técnica têm de ser substancialmente úteis e determinantes no processo de diagnóstico, planeamento do tratamento, execução do tratamento e prognóstico terapêutico sumplantando os riscos biológicos decorrentes da exposição a uma dose de radiação superior à daquela das radiografias convencionais.

O CBCT é extremamente útil quando as imagens obtidas por radiografias convencionais não são suficientes para executar um diagnóstico como em situações de impactação dentária, reabsorção radicular, dentes supranumerários, avaliação das estruturas da ATM, delimitação da crista óssea bem como das tábuas ósseas vestibulares e linguais/palatinas, avaliação de discrepâncias dentofaciais e anomalias craniofaciais severas e no planeamento de cirurgia ortognática.

Contudo, o CBCT não deve ser empregue como protocolo imagiológico standart na prática ortodôntica. Ainda que esta técnica apresente vantagens relativamente às radiografias convencionais a 2D, não deve substituí-las mas sim complementá-las especialmente em casos complexos em que podem constituir uma mais-valia diagnóstica.

Os profissionais que usam esta modalidade devem ter noções teóricas e práticas a nível do protocolo de aquisição de imagem, dose de radiação, protecção contra a radiação e leitura tomográfica bem como conhecimentos extensos das relações espaciais anatómicas de forma a que saibam qual o tipo e o objectivo da prescrição imagiológica.

Novas aplicações e especificações desta tecnica são esperadas uma vez que novas investigações e evidências têm levado ao aprimoramento dos dispositivos e software utilizados.

O alucinante ritmo do desenvolvimento tecnológico tornará possível o desenvolvimento e refinamento desta tecnica com o aparecimento de dispositivos cada vez mais rápidos, com mais funcionalidades e característica permitindo uma aquisição mais eficiente e inócua de imagens 3D tornando possível o seu uso rotineiro no diagnóstico e planeamento da terepêutica não só na ortodontia como também em outras áreas da Medicina Dentária.

IV-BIBLIOGRAFIA

- Abdelkarim, a a. (2015). Appropriate use of ionizing radiation in orthodontic practice and research. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 147(2), 166–168.
- Abdelkarim, A. (2012). Myths and facts of cone beam computed tomography in orthodontics. *Journal of the World Federation of Orthodontists*, 1(1), e3–e8.
- Abramovitch, K., & Rice, D. D. (2014). Basic principles of cone beam computed tomography. *Dental Clinics of North America*, 58(3), 463–484.
- Ahmad, M., Jenny, J., & Downie, M. (2012). Application of cone beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. *Australian Dental Journal*, 57,
- Barghan, S., Tetradis, S., & Mallya, S. (2012). Application of cone beam computed tomography for assessment of the temporomandibular joints. *Australian Dental Journal*, 57, 109–118.
- Baumrind, S. (2011). The Road to Three-Dimensional Imaging in Orthodontics. *Seminars in Orthodontics*, 17(1), 2–12.
- Cevidanes, L., Tucker, S., Styner, M., Kim, H., Chapuis, J., Reyes, M., ... Jaskolka, M. (2010). 3D Surgical Simulation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138(3), 361–371.
- Chien, P., Parks, E., Eraso, F., Hartsfield, J., Roberts, W., & Ofner, S. (2009). Comparison of reliability in anatomical landmark identification using two-dimensional digital cephalometrics and three-dimensional cone beam computed tomography *in vivo*. *Dentomaxillofacial Radiology*, 38(5), 262–273.
- Consolaro, A. (2007). Controvérsias Tomografia volumétrica (Odontológica) versus helicoidal (Médica) no planejamento ortodôntico e no diagnóstico das reabsorções dentárias. *Rev. Clín. Ortodon. Dental Press, Maringá*, 108–111.
- Cook, V. C., Timock, M., Crowe, J. J., Wang, M., & Covell, D. (2015). Accuracy of alveolar bone measurements from cone beam computed tomography acquired using varying settings. *Orthodontics & Craniofacial Research*, 18(November 2014), 127–136.
- Dalessandri, D., Migliorati, M., Rubiano, R., Visconti, L., Contardo, L., Di Lenarda, R., & Martin, C. (2013). Reliability of a Novel CBCT-Based 3D Classification System for Maxillary Canine Impactions in Orthodontics: The KPG Index. *TheScientificWorldJournal*, 2013, 921234.
- Dudic, A., Giannopoulou, C., Leuzinger, M., & Kiliaridis, S. (2009). Detection of apical root resorption after orthodontic treatment by using panoramic radiography and cone-beam computed tomography of super-high resolution. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(4), 434–437.

- Farronato, G., Salvadori, S., Nolet, F., Zoia, A., & Farronato, D. (2014). Assessment of inter- and intra-operator cephalometric tracings on cone beam CT radiographs: comparison of the precision of the cone beam CT versus the latero-lateral radiograph tracing. *Progress in Orthodontics*, 15(1), 1.
- Fernandes, T. M. F., Adamczyk, J., Poleti, M. L., Henriques, J. F. C., Friedland, B., & Garib, D. G. (2015). Comparison between 3D volumetric rendering and multiplanar slices on the reliability of linear measurements on CBCT images : an in vitro study. *Journal of Applied Oral Science*, 23(1), 56–63.
- Freitas, A., Rosa, J., & Souza, I. (2000). *Radiologia Odontológica* (5th ed.). São Paulo: Artes Médicas.
- Garib, D. G., Calil, L. R., Leal, C. R., & Janson, G. (2014). Is there a consensus for CBCT use in Orthodontics ? *Dental Press Journal of Orthodontics*, 19(5), 136–149.
- Garib, D. G., Raymundo Jr., R., Raymundo, M. V., Raymundo, D. V., & Ferreira, S. N. (2007). Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. *Revista Dental Press de Ortodontia E Ortopedia Facial*, 12(2), 139–156.
- Garib, D. G., Yatabe, M. S., Ozawa, T. O., & da Silva Filho, O. G. (2012). Alveolar bone morphology in patients with bilateral complete cleft lip and palate in the mixed dentition: cone beam computed tomography evaluation. *The Cleft Palate-Craniofacial Journal : Official Publication of the American Cleft Palate-Craniofacial Association*, 49(2), 208–14.
- Goldman, L. W. (2007). Principles of CT and CT technology. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 35(3), 115–130.
- Guerrero, M. E., Shahbazian, M., Elsiens Bekkering, G., Nackaerts, O., Jacobs, R., & Horner, K. (2011). The diagnostic efficacy of cone beam CT for impacted teeth and associated features: A systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 38(14), 208–216.
- Hasan, M. N., Chowdhury, S. S., & Quader, S. A. (2014). Cone-Beam Computed Tomography for managing impacted canine in orthodontics. *Update Dental College Journal*, 3(2), 61–64.
- Horner, K., Islam, M., Flygare, L., Tsiklakis, K., & Whaites, E. (2009). Basic principles for use of dental cone beam computed tomography: consensus guidelines of the European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology. *Dentomaxillofacial Radiology*, 38(4), 187–195.
- Jadeja, N., Matariya, R. G., Patel, B., Das, M., & Gohil, M. (2015). Review Article Role of Cone Beam Computed Tomography in Dentistry: A Review of Literature. *Journal of Research and Advancement in Dentistry*, 4(1s2), 77–83.

- Jaju, P. P. (2015). *Cone beam computed tomography a Clinician's Guide to 3D Imaging* (1^a ed.). New Deli, India: Jaypee Brothers Medical Publishers Ltd.
- Kapila, S., Conley, R. S., & Harrell, W. E. (2011). The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics. *Dentomaxillofacial Radiology*, 40(1), 24–34.
- Kapila, S. D., & Nervina, J. M. (2015). CBCT in orthodontics: assessment of treatment outcomes and indications for its use. *Dentomaxillofacial Radiology*, 44(1), 20140282.
- Karatas, O., & Toy, E. (2014). Three-dimensional imaging techniques: A literature review. *European Journal of Dentistry*, 8(1), 132.
- Kau, C. H., English, J. D., Muller-Delgado, M. G., Hamid, H., Ellis, R. K., & Winklemann, S. (2010). Retrospective cone-beam computed tomography evaluation of temporary anchorage devices. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(2), 166.e1–5; 166–7.
- Khambete, N., & Kumar, R. (2015). Cone Beam Computed Tomography : A Third Eye for Dental Practitioners. *International Journal of Stomatological Research*, 4(1), 1–7.
- Lascala, C., Panella, J., & Marques, M. (2004). No Title Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-New Tom). *Dentomaxillofacial Radiology*, 33, 291–294.
- Machado, G. L. (2015). CBCT imaging - A boon to orthodontics. *The Saudi Dental Journal*, 27(1), 12–21.
- Mamatha, J., Chaitra, K., Paul, R., George, M., Anitha, J., & Khanna, B. (2015). Cone Beam Computed Tomography-Dawn of A New Imaging Modality in Orthodontics. *Journal of International Oral Health*, 7(1), 96–99.
- Nakajima, A., Sameshima, G. T., Arai, Y., Homme, Y., Shimizu, N., & Dougherty, H. (2005). Two- and three-dimensional orthodontic imaging using limited cone beam-computed tomography. *Angle Orthodontist*, 75(6), 895–903.
- Nervina, J. M. (2012). Cone beam computed tomography use in orthodontics. *Australian Dental Journal*, 57 Suppl 1, 95–102. <http://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2011.01662.x>
- Obero, S. (2011). CBCT Evaluation of Impacted Canines and Root Resorption. *PCSO Bulletin*, 0(Summer), 21–25.
- Park, I.-Y., Kim, J.-H., & Park, Y.-H. (2015). Three-dimensional cone-beam computed tomography based comparison of condylar position and morphology according to the vertical skeletal pattern. *Korean Journal of Orthodontics*, 45(2), 66–73.

- Park, J. H. (2013). CBCT Imaging in Orthodontics. *JSM Dentistry*, 1, 1002.
- Pittayapat, P., Jacobs, R., Odri, G. A., Vasconcelos, K. D. F., & Willems, G. (2015). Reproducibility of the sella turcica landmark in three dimensions using a sella turcica- specific reference system. *Imaging Science in Dentistry*, 45, 15–22.
- Plooij, J. M., Maal, T. J. J., Haers, P., Borstlap, W. a, Kuijpers-Jagtman, A. M., & Bergé, S. J. (2011). Digital three-dimensional image fusion processes for planning and evaluating orthodontics and orthognathic surgery. A systematic review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40(4), 341–52.
- Proffit, W. R., Fields, H. W., & Sarver, D. M. (2007). *Ortodontia Contemporânea* (4th ed.). São Paulo: Elsevier.
- Quereshy, F. A., Barnum, G., Demko, C., Horan, M., Palomo, J. M., Baur, D. a., & Jannuzzi, J. (2012). Use of cone beam computed tomography to volumetrically assess alveolar cleft defects-preliminary results. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 70(1), 188–191.
- Salemi, F., Shokri, a., Mortazavi, H., & Baharvand, M. (2015). Diagnosis of simulated condylar bone defects using panoramic radiography, spiral tomography and cone-beam computed tomography: A comparison study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 7(1), e34–e39.
- Scarfe, W. C., & Farman, A. G. (2008). What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dental Clinics of North America*, 52(4), 707–730.
- Scarfe, W. C., Farman, A. G., & Sukovic, P. (2006). Clinical Applications of Cone-Beam Computed. *Journal Canadian Dental Association*, 72(1), 75–80.
- Scarfe, W., & Farman, A. G. (2007). Cone beam computed tomography : A paradigm shift for clinical dentistry. *Australasian Dental Practise*, (August), 92–100.
- Stratemann, S. a, Huang, J. C., Maki, K., Miller, a J., & Hatcher, D. C. (2008). Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dento Maxillo Facial Radiology*, 37(2), 80–93.
- Suomalainen, A., Åberg, T., Rautio, J., & Hurmerinta, K. (2014). Cone beam computed tomography in the assessment of alveolar bone grafting in children with unilateral cleft lip and palate. *European Journal of Orthodontics*, 36(5), 603–11.
- Suomalainen, A., Pakbaznejad Esmaeili, E., & Robinson, S. (2015). Dentomaxillofacial imaging with panoramic views and cone beam CT. *Insights into Imaging*, 6(1), 1–16.
- Vlijmen, O. J. C. Van. (2009). Comparison of Cephalometric Radiographs Obtained From Cone-Beam Computed Tomography Scans and Conventional Radiographs. *IJOMS*, 67(1), 92–97.

- Watted, P. N., Proff, P. P., Reiser, V., Shlomi, B., Abhu-Hussein, M., & Shamir, D. (2015). CBCT ; In Clinical Orthodontic Practice. *Journal of Dental and Medic Science*, 14(2), 102–115.
- Zarch, S. H., Heravi, F., Langaroodi, A. J., & Pirgazi, H. (2013). Evaluation of Cone Beam Computed Tomography in Diagnosis and Treatment Plan of Impacted Maxillary Canines. *J Dent Mater Tech*, 2(3), 92–98.